

ACADÉMIE DE PARIS

UNIVERSITÉ RENÉ DESCARTES

Année 1971

N°

THÈSE

POUR LE

DOCTORAT EN CHIRURGIE DENTAIRE

(Thèse de 3^{ème} cycle)

par

Roger BELCOURT

Né le 15 Décembre 1920 à Sidi-bel-Abbès

Chef de clinique à l'École Dentaire de Paris

Présentée et soutenue publiquement le

1971

ÉTUDE COMPARATIVE DE LA CÉRAMIQUE CLASSIQUE ET DE LA CÉRAMIQUE ALUMINEUSE QUANT A LEUR ADAPTATION A LA PHYSIOLOGIE

Président de Thèse : Monsieur Pierre CERNEA (Professeur)

DACTYLO-SORBONNE

8, Rue Casimir-Delavigne

PARIS 6^e

1971

ACADEMIE DE PARIS
UNIVERSITE RENE DESCARTES

-:-

Année 1971

N°

T H E S E
pour le
DOCTORAT EN CHIRURGIE DENTAIRE
(Thèse de 3ème cycle)

par

Roger BELCOURT
Né le 15 décembre 1920 à Sidi-bel-Abbès
Chef de clinique à l'Ecole Dentaire de Paris

-:-

Présentée et soutenue publiquement le

-:-

ETUDE COMPARATIVE DE LA CERAMIQUE CLASSIQUE
ET DE LA CERAMIQUE ALUMINEUSE
QUANT A LEUR ADAPTATION A LA PHYSIOLOGIE

-:-

Président de Thèse : Monsieur Pierre CERNEA (Professeur)

-:-

DACTYLO-SORBONNE
8, rue Casimir Delavigne
PARIS - 6ème
1971



A la mémoire de mon père et de ma mère

Humble hommage d'amour filial et de
reconnaissance

A ma femme

En témoignage de mon profond attachement

A mes enfants Pascal et Jérôme

A mes frères

Albert, Docteur en Médecine
Edouard, Docteur en Médecine
Lucien, Huissier de Justice

A mes soeurs

Louise,
Gilberte, Chirurgien-Dentiste
Florence
Mireille

A mes beaux-parents

A mes beaux-frères et belles-soeurs

A mes neveux et nièces

A tous les miens

A mes amis

A notre Président de Thèse

Monsieur le Professeur P. CERNEA

Professeur de Clinique Stomatologique

Membre de l'Académie de Chirurgie

Officier de la Légion d'Honneur

Qui a bien voulu nous faire l'honneur
de présider cette thèse

Hommage respectueux et reconnaissance

A Monsieur le Professeur Clément VIALATEL

Docteur en Médecine

Docteur en Chirurgie dentaire

En témoignage de notre admiration

A Monsieur le Professeur Henri SAHEL

Docteur en Chirurgie dentaire

Qui nous a si aimablement aidé par
ses travaux à la réalisation de
cette thèse

A mon ami Charles ROGER

Ex-Président du Conseil de l'Ordre
départemental de la Seine

Pour notre profonde et sincère
amitié

ETUDE COMPARATIVE DE LA CERAMIQUE CLASSIQUE
ET DE LA CERAMIQUE ALUMINEUSE
QUANT A LEUR ADAPTATION A LA PHYSIOLOGIE

-:-

P L A N

— 2 —

Chapitre I : Introduction

- Historique
- Principe de l'étude
- Qu'est-ce que la céramique ?
- Note sur le calcul statistique

Chapitre II : Etude des céramiques non alumineuses.

- Composition chimique
- Composition minéralogique
- Résistance mécanique en compression
- Résistance à la flexion et module d'élasticité
- Dureté Vickers

Chapitre III : Etude d'une composition de céramique alumineuse

- Composition chimique
- Composition minéralogique
- Résistance mécanique en compression
- Résistance à la flexion et module d'élasticité
- Dureté Vickers

Chapitre IV : Que savons-nous de la dent naturelle ?

- Propriétés physiques
- Le cadre biologique

Chapitre V : Comparaison entre la céramique classique et
la céramique alumineuse

- Composition chimique
- Composition minéralogique
- Résistance mécanique en compression
- Résistance à la flexion et module d'élasticité
- Dureté Vickers

Chapitre VI : Conclusions.

ANALYSE DE LA THESE

-:-

Après avoir passé en revue les propriétés physico-chimiques de la céramique alumineuse et de la céramique classique, nous avons tenté de dégager les relations qui pouvaient exister entre la nature et les qualités de ces substances et la physiologie dentaire sur le plan des relations dento-maxillaires et dento-dentaires.

La comparaison des deux produits avec la dent naturelle à l'état vivant a permis d'argumenter.

Les arguments ayant été posés, il s'avère que la céramique alumineuse présente des avantages incontestables par rapport aux céramiques classiques, ce qui doit justifier son usage.

-:-

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Il est devenu inutile de refaire l'historique de la prothèse dentaire. L'ingéniosité, la recherche, et parfois même l'audace ont permis de réaliser les constructions les plus variées, à partir des matériaux les plus étonnants, ce qui a eu pour effet de nous conduire au niveau le plus élevé de la connaissance en matière de réhabilitation de la fonction masticatoire. Toutefois, cette réhabilitation fonctionnelle, si importante, ne saurait être considérée isolément ; on ne peut la concevoir hors la réhabilitation esthétique qui est une fonction sociale, atteignant l'ordre psychique et l'équilibre de l'individu.

L'introduction de la céramique en tant que matériau noble en art dentaire remonte à la seconde moitié du 18^e siècle. Cette innovation, dont l'origine se situe au niveau de l'anecdote, répond aux exigences multiples de la restauration esthétique et manducatoire : Duchateau, obscur apothicaire de Saint-Germain-en-Laye fut édenté très jeune ; il porta alors un dentier "fort-lourd" qui devint rapidement insupportable du fait de sa couleur, de son odeur, et par l'abrasion intense à laquelle il était soumis. L'apothicaire comprit bien vite l'aspect inéluctable du pourrissement de la dent d'Hippopotame dans laquelle était sculptée sa prothèse soumise aux attaques

de la salive et des gaz tant stomacaux que respiratoires. C'est vraisemblablement en pensant à ses pots, contenant les produits les plus agressifs que Duchateau eut l'idée de réaliser une prothèse dentaire moulée en céramique.

En relation avec Monsieur de Guerrard de la manufacture de Porcelaine de Paris, il réalisa ses premiers essais vers 1736. Ils furent nombreux, pénibles et souvent infructueux... La reproduction exacte de sa prothèse en porcelaine à cuire donna des accidents de rétraction, la composition des pâtes, très peu stable, produisit des défauts, et, jusque vers 1740 Duchateau expérimenta sans désespérer.

Lorsque la pièce cuite fut idéalement réalisée, tous les problèmes n'étaient pas résolus, tels ceux de la teinte ou ceux de la conception même de la prothèse, et Duchateau, un peu déçu, fit appel à Dubois de Chemant, dentiste à Paris.

Tous deux travaillèrent au projet, modifiant tel temps de la cuisson, améliorant tel procédé de moulage, et intégrant à la pâte toute sorte de substances présumées propres à modifier ou à améliorer les propriétés du produit final cuit ; et c'est ainsi que Dubois de Chemant et Duchateau dégrossirent les principes du travail de la céramique en Art Dentaire.

Ce n'est qu'en 1786 que l'Académie Royale de Chirurgie de Paris félicita Duchateau pour son nouveau procédé. En fait de couronnement, l'Académie venait de déposer une couronne mortuaire sur la recherche dans le domaine de la céramique dentaire, car, dès ce moment, l'histoire de la céramique se retrouve au fil des ordonnances de Police, des arrêtés judiciaires, et des archives de procès d'un niveau très

rarement élevé. Ecocuré, Dubois de Chemant s'en fut en Angleterre, et là, ruiné, seul, ignoré de tous, il travailla à la recherche d'oxydes métalliques intégrables à la pâte de céramique dans l'espoir d'obtenir les effets esthétiques qu'il avait toujours recherchés.

Alors que passait le temps, l'évolution se fit, lente et sûre, la prothèse en porcelaine "d'une pièce" disparut, laissant place aux dents isolées à monter sur une base, et, ce n'est qu'au début de ce siècle qu'on retrouve dans les travaux de LAND la description de la couronne Jacket, étape décisive dans l'histoire de la restauration prothétique.

L'emploi de la porcelaine traditionnelle, tend, de nos jours, à disparaître, le Kaolin qui en constitue la base présentant bien des inconvénients mécaniques ; au contraire la céramique (feldspath/quartz) a pris un essor considérable, car, à ses qualités esthétiques incomparables, elle associe une solidité plus grande.

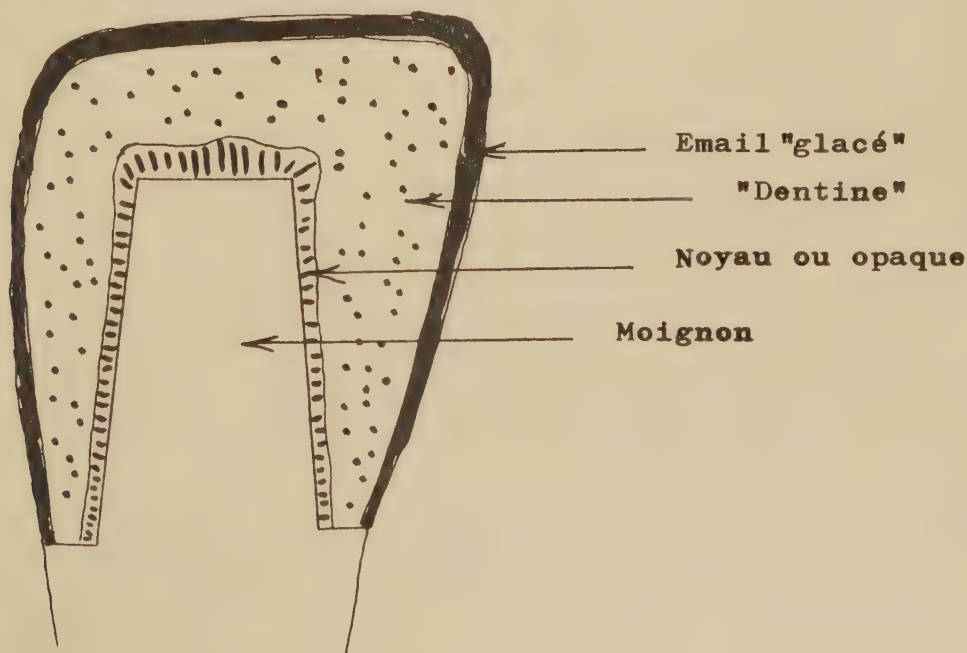
Tous les travaux contemporains tentent de vaincre les propriétés physiques et chimiques de ces produits cosmétiques, et notre étude constituera, peut-être, une contribution à ce progrès en tâchant de mettre en lumière l'avantage qu'il y a à bien connaître et à utiliser la Céramique alumineuse.

Il est extrêmement difficile de cerner le problème de la "solidité" d'une reconstitution en céramique et d'établir un pronostic de durée de cette reconstitution tant sont complexes les actions dynamiques et les efforts auxquels elle est soumise.

L'articulé, qui commande l'orientation des efforts que subit la prothèse, le type de reconstitution dont dépendent souvent les résultats tant esthétiques que fonctionnels et la base de sustentation (plaque résine, plaque métallique, moignon dentinaire ou métallique) sont autant de facteurs qui font varier les qualités requises du matériau.

Dans ce travail qui suivra, pour la clarté de l'exposé notre raisonnement se fondera sur la couronne Jacket en Céramique, qui, si elle est parfois considérée comme une reconstitution complexe, n'en reste pas moins l'expression la plus simple possible de la construction céramique. De plus c'est par le moyen de la Couronne Jacket qu'on peut le mieux matérialiser, et par conséquent comprendre les relations qu'il peut y avoir entre le matériau céramique et la dent, dans ses rapports alvéolaires et dentaires.

La méthode de construction de la couronne Jacket elle-même doit être évoquée pour simplifier l'analyse de l'adaptation du matériau à la physiologie.



Sur le modèle du moignon, le technicien commence par modeler une coque en céramique de haute cohésion qu'on appelle le noyau ou l'opaque. C'est sur cet élément fritté qu'il modèle ensuite la couronne Jacket en céramique moyenne, dite Dentine, puis, après frittage, il dispose sur la dentine une légère couche d'une autre sorte de céramique dite émail, à laquelle il fait subir le glaçage.

Le noyau est, dans le cas de la céramique alumineuse, à haute teneur en alumine, ses propriétés physiques sont très particulières : Il est très résistant à la compression (22 218 kg/cm²) et également résistant à la traction (1 210 Kg/cm²).

C'est un corps dur. La physique des corps durs nous enseigne que ceux-ci transmettent intégralement les pressions et les chocs, et par conséquent tous les mouvements sans les déformer. Sur le plan de la mécanique globale de la Couronne Jacket, l'opaque doit être considéré comme un élément neutre dans les relations de la coiffe avec la racine de la dent, et par conséquent avec le parodonte et l'os. On peut donc dire que le noyau sur le plan de la physiologie n'intervient pas, il n'est un élément essentiel que dans le pronostic de "solidité" de l'ensemble, c'est un élément de cohésion, et c'est donc sur la "dentine" que portera principalement notre étude.

Abstraction sera faite de la zone de soudure dentine / opaque, dont les propriétés, en rappelant à la fois celles de la dentine et celles de l'opaque restent à déterminer.

Inversement, l'émail joue un rôle mécanique très faible mais, en tant que substance vitrifiée, il participe à l'amé-

lioration du pronostic dans la mesure où il constitue une barrière difficilement franchissable à la porosité. Par l'émail, l'intégrité de la constitution de la dentine est donc assurée, et par conséquent sa stabilité. De plus, son rôle éminent dans le maquillage en fait un élément essentiel dans l'esthétique de la dent de céramique.

Qu'est-ce que la céramique ?

Dérivé de Kéramon, qui signifie en grec Argile, de nombreux auteurs définissent la céramique comme l'art du potier qui englobe la confection des tuiles et des briques autant que la création d'oeuvres d'art en sculpture. Ce terme recouvre donc à la fois des soucis fonctionnels et esthétiques, et c'est dans cette mesure, d'ailleurs, que le mot a très vite désigné des techniques et des substances de plus en plus variées.

Pour nous, la céramique est un matériau utilisable pour la fabrication de dents artificielles ou la reconstitution de dents naturelles, qui apporte à notre pratique quotidienne ses qualités mécaniques et esthétiques. C'est également l'art de celui qui utilise ce matériau.

Pour que cette étude ait une valeur pratique, nous avons choisi de travailler sur les substances de notre exercice quotidien à savoir la céramique alumineuse Vitadur et la céramique classique Vita-Vacuum 1130° C ; toutes les valeurs et tous les calculs que nous produisons s'y rapportent.

Note sur le calcul d'erreurs et le calcul statistique.

Une série de caractères est marquée par deux variétés de grandeurs fondamentales, les grandeurs de position et les grandeurs de dispersion.

1. Les grandeurs de position.

On en utilise deux : la moyenne et la médiane.

- La médiane, c'est la valeur du caractère qui partage la population en deux ensembles d'effectifs égaux. Pour les essais mécaniques, c'est la grandeur la plus utilisée car elle permet d'éliminer les valeurs aberrantes du caractère.
- La moyenne, c'est le quotient de la somme des caractères par leur effectif.

2. Les grandeurs de dispersion.

Elles sont nombreuses. On utilise principalement ;
l'écart type estimé.

Il est donné par la formule

$$\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - x)^2}$$

ou x_i est la valeur du caractère

x est la valeur moyenne du caractère

n est l'effectif du caractère.

Pour savoir si la différence expérimentale entre les deux mesures est ou n'est pas significative, c'est-à-dire pour savoir si les résultats sont ou ne sont pas identiques, on

doit faire la comparaison des moyennes.

Soit D la différence obtenue entre deux moyennes x_a et x_b ($D = x_a - x_b$), la variance commune est :

$$\sigma^2 = \frac{\sum (x_a - \bar{x}_a)^2 + \sum (x_b - \bar{x}_b)^2}{(n_a - 1) + (n_b - 1)}$$

La variance entre les deux échantillons vaut donc :

$$\sigma_d = \sqrt{\sigma^2 \left(\frac{1}{n_a} + \frac{1}{n_b} \right)}$$

Calculons le rapport $\frac{D}{\sigma_d}$

Sur la table de Student, pour une probabilité $p = 0,05$ (= 5 %) et pour un degré de liberté $v = (n_a - 1) + (n_b - 1)$, nous pouvons lire la valeur de la variable réduite t

Si $\frac{D}{\sigma_d} \geq t$ on dira que la différence est significative

Si $\frac{D}{\sigma_d} < t$ la différence n'est pas significative

et si $\frac{D}{\sigma_d} \geq t'$ on dira que la différence est hautement significative

t' = correspondant à une probabilité $p = 0,01$

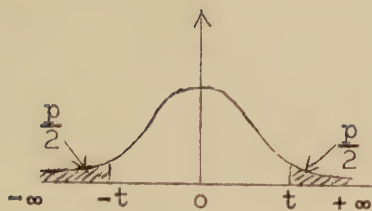


TABLE DE DISTRIBUTION DU "t" DE STUDENT

Valeur de t ayant la probabilité P
d'être dépassée en valeur absolue

Degrés de liberté	P = 0,10 j	P = 0,05	P = 0,01	P = 0,001
1	6.314	12.706	63.657	636.619
2	2.920	4.303	9.925	31.598
3	2.353	3.182	5.841	12.941
4	2.132	2.776	4.604	8.610
5	2.015	2.571	4.032	6.859
6	1.943	2.447	3.707	5.959
7	1.895	2.365	3.499	5.405
8	1.860	2.306	3.355	5.041
9	1.803	2.262	3.250	4.781
10	1.812	2.228	3.169	4.587
11	1.796	2.201	3.106	4.437
12	1.782	2.179	3.055	4.318
13	1.771	2.160	3.012	4.221
14	1.761	2.145	2.977	4.140
15	1.753	2.131	2.947	4.073
16	1.746	2.120	2.921	4.015
17	1.740	2.110	2.898	3.965
18	1.734	2.101	2.878	3.922
19	1.729	2.093	2.861	3.883
20	1.725	2.086	2.845	3.850
21	1.721	2.080	2.831	3.819
22	1.717	2.074	2.198	3.792
23	1.714	2.069	2.807	3.767
24	1.711	2.064	2.797	3.745
25	1.708	2.060	2.787	3.725
26	1.706	2.056	2.779	3.707
27	1.703	2.052	2.771	3.690
28	1.701	2.048	2.763	3.674
29	1.699	2.045	2.756	3.659
30	1.697	2.042	2.750	3.646
40	1.684	2.021	2.704	3.551
60	1.671	2.000	2.660	3.460
120	1.658	1.980	2.617	3.373
∞	1.645	1.960	2.576	3.291

Table extraite de la Table III de Fistiér and Yates : Statistical Tables for Biological, Agricultural and Medical Research publiées par Oliver and Boyd Ltd. Edinburgh, avec la permission des auteurs et éditeurs.

Munis de ces éléments, nous pouvons commencer l'étude du matériau.

- 3 -

CHAPITRE II

ETUDES DES CERAMIQUES NON ALUMINEUSES

. Composition chimique.

Avant de rechercher et d'analyser les qualités macroscopiques de ce produit, nous avons estimé essentiel de le connaître intimement, par la chimie, tant pour juger de son devenir dans tel ou tel milieu que pour tenter de corroborer par le raisonnement certains résultats de l'étude des propriétés physiques : de nombreux résultats acquis de la physico-chimie permettent de vérifier ou d'infirmer des résultats expérimentaux. Par exemple, les macro-molécules agrégées constituent, en général une substance plus élastique, plus souple et moins dure qu'un édifice de micro molécules, les corps insaturés sont moins stables que les produits réduits, etc...

Les substances que nous avons étudiées ne présentaient pas toutes rigoureusement les mêmes compositions, c'est pourquoi les résultats que nous donnons, sont une moyenne calculée à partir de poudres issues de plusieurs flacons prétendus identiques et rangés sous la même référence par le fabriquant.

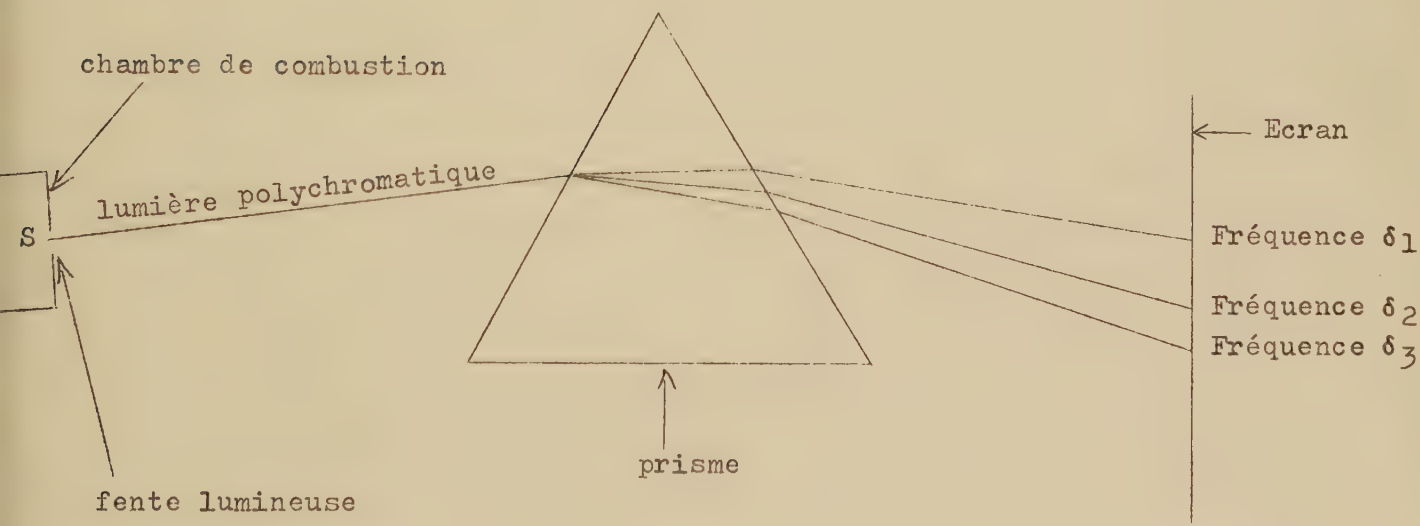
L'analyse a été conduite sur des poudres prélevées dans les flacons du commerce.

Pour ce qui est de l'analyse qualitative, deux méthodes sont employées :

1. Une méthode physique.

La spectroscopie qui permet de caractériser les éléments contenus dans une substance par l'étude des longueurs d'onde λ ou des fréquences ν qu'ils émettent lors de leur combustion. Pour analyser un rayonnement complexe, on doit utiliser un prisme qui impose aux rayons qui le traversent un angle de déviation qui est fonction de la longueur d'onde, et on obtient ainsi des "bandes de fréquence" caractéristiques des éléments.

Schéma :



2. Une méthode patiente d'élimination constituée par la recherche des anions et des cations dans une solution de poudre de la substance à étudier, par leurs réactions spécifiques.

Lorsque ces résultats sont obtenus, un dosage du type Redox ou aux indicateurs colorés est alors effectué qui permet de connaître en proportion les différents éléments de la substance.

Résultats :

Si O ₂	:	74,78 %
Al O ₃	:	11,50 %
K ₂ O	:	8,7 %
Na ₂ O	:	4,3 %
Ca O	:	0,45 %
Fe ₂ O ₃	:	0,084 %
Mg O	:	0,04 %
P ₂ O ₅	:	0,03 %
perte au feu	:	0,97 %

De prime abord, ces résultats nous ont un peu surpris et il a fallu refaire souvent les analyses pour être convaincus de ces chiffres. En effet, les borates qui sont des fondants efficaces et courants sont absents de la formule, par contre Fe₂ O₃ est en quantité non négligeable, or, il s'agit là d'un élément colorant, et enfin, l'alumine, élément de renforcement s'y trouve en quantité non négligeable.

Les fondants sont ici nombreux (CaO, Na₂O, K₂O) et on peut voir que l'obtention d'un produit stable a imposé au fabricant des mélanges compensateurs.

. Composition minéralogique.

De même que l'étude de la chimie, l'étude de la minéralogie nous renseigne utilement sur d'éventuelles propriétés de la substance et nous permet, par la connaissance de la structure de la matière étudiée d'infirmier ou de considérer comme acquis tel ou tel résultat des études macroscopiques envisagées plus loin.

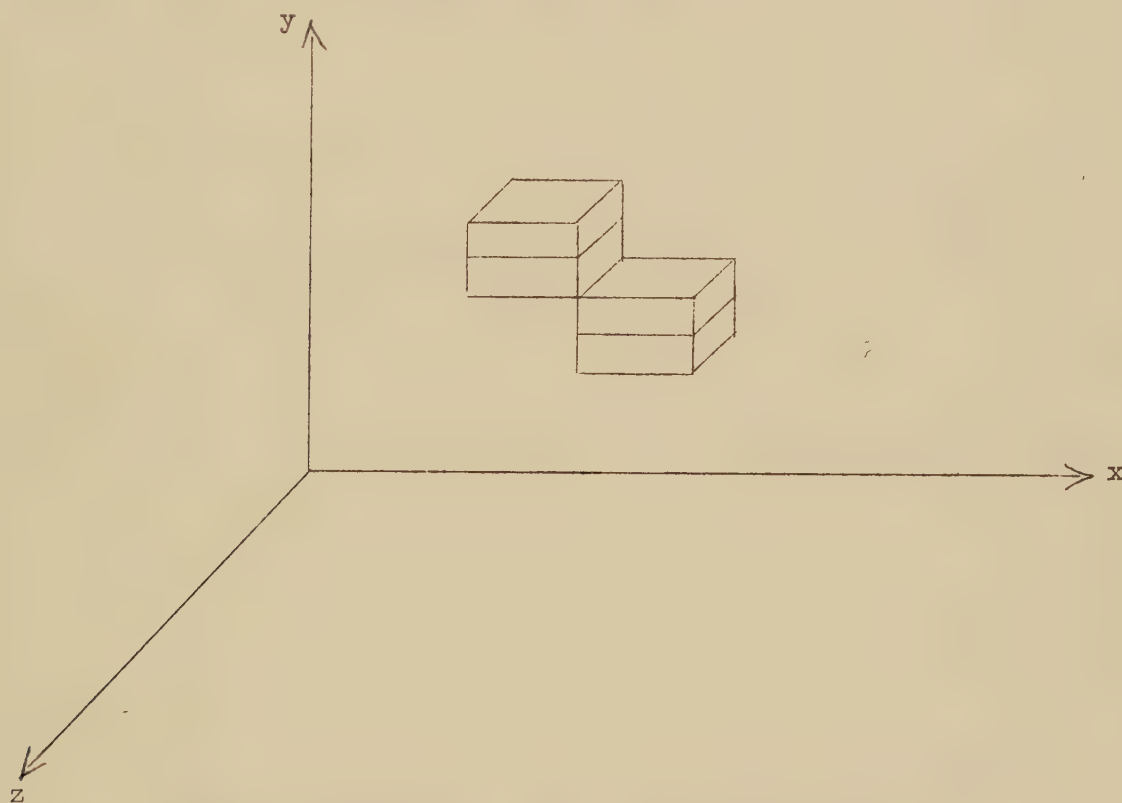
Par définition, un corps solide possède une forme propre, il résiste dans certaines limites aux forces qui tendent à le déformer. C'est là une propriété qui l'oppose aux liquides et aux gaz. Cette propriété provient de la constitution moléculaire des solides, constitués en moyenne, de particules élémentaires immobiles et dont les forces d'attraction réciproque constituent la cohésion du solide. La physique de la matière nous enseigne qu'il existe deux sortes de corps solides :

a) les Corps CRISTALLISES, dans lesquels les atomes sont régulièrement disposés dans l'espace à trois dimensions. Ils se classent dans l'un des sept systèmes suivants :

- cubique (NaCl)
- Quadratique (TiO_2)
- Hexagonal (graphite)
- Rhomboédrique (CaCO_3)
- Orthorhombique (S)
- Monoclinique (SO_4 Ca)
- Triclinique (Cu SO_4)

Les corps cristallisés sont anisotropes, c'est-à-dire que les propriétés du corps dépendent du sens de l'espace

dans lequel sont faites les observations. La résistance à la traction d'un cristal, par exemple, dépend de la direction de la traction par rapport à ses axes.



Dans l'espace xyz sont représentées les positions des molécules d'un cristal triclinique (à chaque angle de chaque parallélépipède) les efforts de traction selon l'axe des x aboutiront à la rupture pour un module F , selon l'axe des z pour un module $K = F + \Delta F$ et selon l'axe des y pour un module $N = K + \Delta F$.

b) Les Corps AMORPHES dans lesquels les atomes et les molécules sont disposés sans ordre. Aucune architecture ne préside à la constitution minéralogique c'est le cas des verres, du plexiglass, etc...

Les corps amorphes sont isotropes et présentent, par conséquent des propriétés identiques quel que soit le sens ou la direction de l'expérimentation sur la pièce à étudier, ils sont en général cassants, et résistent moins à la traction que les corps cristallisés.

c) Mais, en plus de ces substances, il existe des corps qui se situent à mi-chemin et qui sont des flux vitreux contenant une armature cristalline constituée par des corps ayant saturé ce flux. Généralement ils sont isotropes.

Pour ce qui est de la céramique non alumineuse, nous avons pratiqué une analyse par diffraction des rayons X.

Principe :

C'est une méthode qui permet la détermination de la cristallinité d'un corps.

Les rayons X sont de nature vibratoire, leur longueur d'onde, λ , est du même ordre de grandeur que les écarts réticulaires des cristaux qui constituent des réseaux capables de les diffracter (0,1 à qq Å). Un étroit faisceau de rayons X mono chromatique, de longueur d'onde λ tombant sur un angle

θ sur un système de plans réticulaires d'écart d , pénètre plus ou moins profondément dans la matière et se réfléchit sur les divers plans parallèles successivement rencontrés. Tous les rayons ainsi réfléchis sont parallèles. Ils sont en phase si leur différence de marche est un nombre entier de fois leur longueur d'onde. On peut écrire : $n\lambda = 2d \sin\theta$, d'où

$$d = \frac{n\lambda}{2 \sin\theta} \quad \text{c'est-à-dire la relations de BRAGG.}$$

Cette relation permet de calculer la distance entre deux plans réticulaires par la position des pics donnés par le compteur Geiger. Les spectres obtenus sont caractéristiques d'un cristal ; des Atlas très complets permettent de déterminer la nature des cristaux dont on a le spectre.

Mode opératoire :

L'échantillon cuit est séché dans une étuve à 40° C puis broyé dans un mortier d'agate et passé au travers d'un tamis de 40 microns. La poudre ainsi obtenue est ensuite disposée dans le réceptacle du porte-échantillon. Dans l'appareil que nous avons utilisé, l'anticathode est en cuivre.

voir Figure 1 page 87

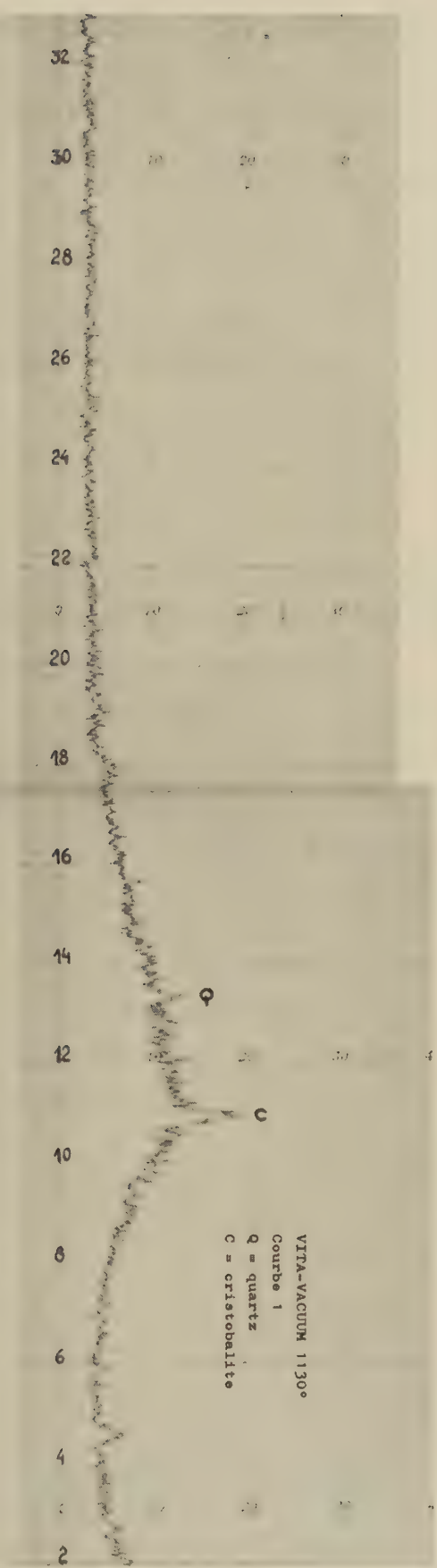
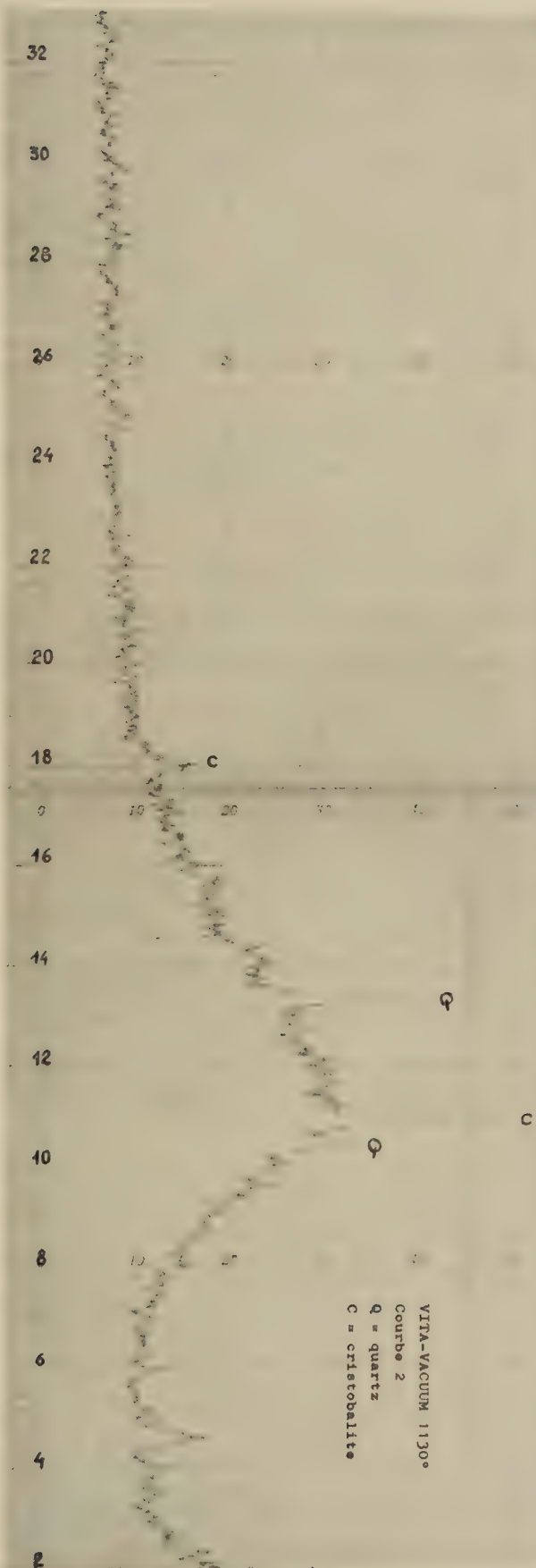
Résultats :

Ils se présentent sous forme de courbes qui indiquent de façon graphique le résultat du balayage sur 180° de la substance par un faisceau de rayons X (nombre de coups et intensité en fonction de l'angle d'incidence).

Les courbes 1 et 2 ont été obtenues à partir du même produit, mais en réglant la sensibilité de l'appareil au double de la normale pour la courbe 2, ce qui permet d'apprécier avec plus de précision les indications de l'appareil.

Les résultats peuvent être énoncés ainsi :

- La céramique non alumineuse n'est pas un corps cris-



tallisé, et en ce sens s'éloigne de la porcelaine proprement dite.

- Le flux vitreux qu'elle présente permet de la classer dans les verres, la substance est donc isotrope.

- Le spectre de ce verre est centré sur le quartz et la cristobalite.

- Le quartz et la cristobalite semblent, surtout après examen de la courbe 2 n'avoir pas été entièrement digérés par le flux vitreux.

. Résistance mécanique en compression.

Cet essai consiste à déterminer la charge, c'est-à-dire la force, qui provoque la rupture d'un échantillon de la substance à étudier. C'est une indication précieuse dans notre discipline où l'un des buts les plus partagés dans la recherche prothétique est la résistance à la détérioration sous l'effet des diverses agressions dues à la physiologie buccale, et, en particulier, la fracture par écrasement.

Le premier problème rencontré a été celui de la confection des éprouvettes car nul résultat ne pouvait être énoncé si les essais n'avaient été effectués sur un nombre suffisant de pièces comparables, c'est-à-dire de pièces dont les dimensions et la structure soient analogues. Ce sont les essais d'analyse minéralogique et d'autres essais préliminaires dont il sera question plus loin qui nous ont conduit à choisir de fabriquer des échantillons moulés et légèrement pressés. En

effet, nous savions que la céramique classique cuite était un flux vitreux d'une densité donnée. Par conséquent, le résultat à la cuisson était de même, qu'il s'agisse de céramique crue condensée ou moulée et pressée. Seul le pourcentage de rétraction variait dans la mesure où la cuisson se faisait bien sous vide.

Après légère humidification à l'eau déminéralisée, la céramique a donc été pressée dans un moule cylindrique de 10 mm de diamètre à l'aide d'une petite presse à vis.

Ces éprouvettes ont été cuites dans un four, sous vide, à 1.130° C, et, après cuisson elles ont été rectifiées sur un lapidaire de manière à ramener leur hauteur à une cote aussi proche possible de leur diamètre et de parfaire le parallélisme des faces.

Voir Figure 2, page 87

Mode opératoire.

Les éprouvettes cylindriques ont été interposées entre les plateaux d'une presse PERIER, isolées par du carton gris sec, présentant leurs faces planes à l'action comprimante.

Voir Figure 3, page 87

Vue des Poussoirs de la Presse PERIER. L'échantillon est comprimé jusqu'à la rupture, alors qu'est enregistré, à gauche l'effort qu'il supporte. La précision de lecture est de 1 KN.

Voir Figure 4, page 87

Le programme des charges a été de 18 KN par minute.

Le calcul de la résistance R_c à la compression se fait au moyen de la formule suivante :

$$R_c = \frac{P}{S} \times \phi^4$$

R_c = Résistance à la compression en bars

P = Force produisant la rupture en KN

S = Surface de l'échantillon en mm².

Résultats :

N° d'éprouvette	Diamètre ϕ	S en mm2	P en KN	Rc en bars	
Céramique classique	(1	8,94	62,77	22	3500
	(2	8,80	60,82	19,8	3260
	(3	8,76	60,27	23,6	3920
	(4	8,64	58,63	20,65	3520
	(5	9,12	65,33	21,3	3260

Pour pouvoir apprécier cette substance par rapport à une autre, encore faut-il connaître la médiane, la moyenne et l'écart type :

RC	médiane = 3 500
	Moyenne = 3 490
	σ = 270

De cette première expérience, on peut déjà conclure que la céramique a une résistance légèrement supérieure à celle

de la dent, mais dans une certaine mesure comparable, en effet :

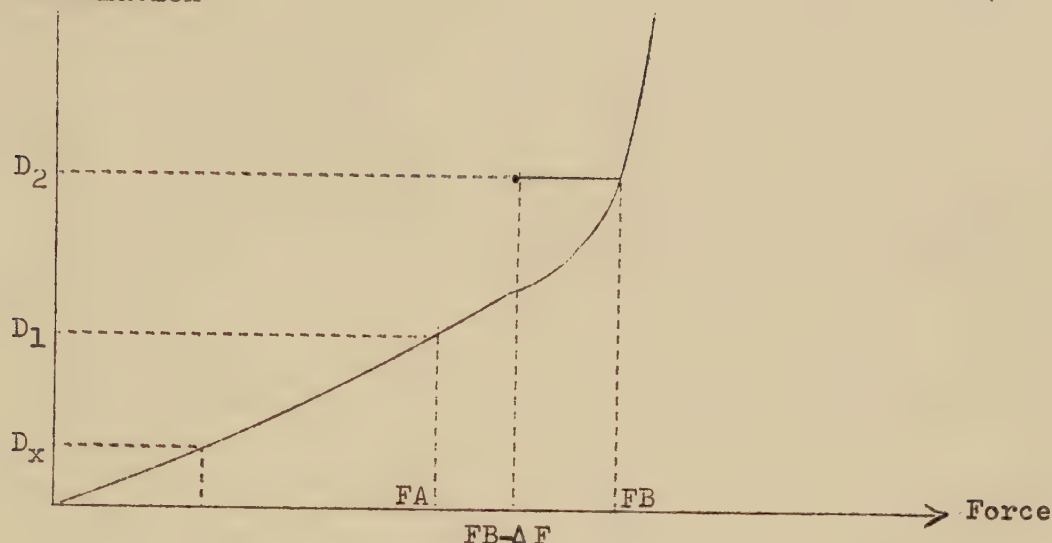
CERAMIQUE	RC = 3500 bars	Rc = 34 300 kg/cm ²
DENT	RC = 3100 bars	Rc = 30 380 kg/cm ²

. Résistance à la flexion et Module d'élasticité.

S'il est une propriété indispensable à tout matériau de reconstitution dentaire, c'est bien l'élasticité. Elle conditionne la résistance à la flexion, éloigne les risques de rupture, et, d'une certaine façon permet l'absorption des chocs.

Si une force modifie la forme d'un solide et que celui-ci revient à sa position et à sa forme initiale, après suppression de la force causale, on dit que le solide est élastique. Telle est la définition physique de l'élasticité. Elle admet évidemment une limite, dans la mesure où la force causale grandissant, la déformation devient irréversible. Une augmentation continue de cette force aboutit à la rupture.

Cette loi générale peut se traduire graphiquement par un diagramme montrant l'évolution de la déformation en fonction de la force appliquée.



Entre le point d'origine 0 et F_A le corps est dans son domaine d'élasticité. La déformation est directement proportionnelle à la force causale, la courbe représentative de cette proportionnalité est linéaire. Toute diminution de l'effort à un moment quelconque de l'expérience ramène le corps à une déformation D_x qui se situe sur le diagramme. Autrement dit, si l'effort varie continuellement entre 0 et F_A , la déformation évolue entre 0 et D_1 , toujours sur la même courbe quel que soit le sens d'évolution de la force (positif ou négatif).

Au-delà de F_A , la limite d'élasticité est dépassée, la déformation devient irréversible et permanente : si après avoir augmenté l'intensité de la force jusqu'à F_B , on la ramène à $F_B - \Delta F$, la déformation conservera sa valeur D_2 .

Ce sont les lois générales de la physique, qui s'appliquent à tous les corps de la Nature, mais pour notre sujet, encore faut-il avoir connaissance des lois de BREIMOND selon lesquelles :

1. Une matière céramique, soumise à un effort de flexion ne subit que des déformations parfaitement élastiques

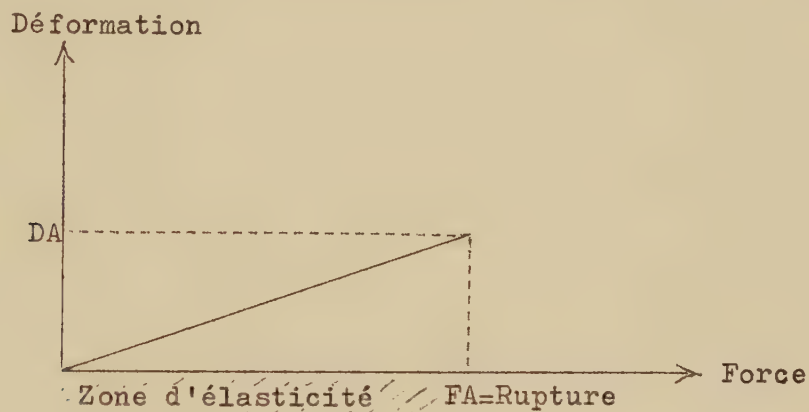
jusqu'à sa rupture.

2. N'étant pas susceptible de déformation permanente, les conditions de résistance mécanique des céramiques sont médiocres.

Pour ramener les lois de Breimond à notre diagramme, on peut dire :

1. Que la rupture est atteinte lorsque la valeur F_A de la force est atteinte.

2. Que le module de la force F_A n'est pas très élevé.



Notre expérience de laboratoire a consisté à déterminer le taux de rupture et le module d'Young de la céramique.

L'essai a été effectué à la balance de NETZSCH sur des échantillons de céramique moulée :

Après légère humidification à l'eau déminéralisée, la poudre a été tassée dans un moule prismatique de section

5 mm x 5 mm et de 75 mm de longueur. Pour éviter les risques de rupture et de fissuration lors de l'enfournement, ces éprouvettes ont été séchées pendant 24 heures dans une étuve à 105° C.

Après cuisson, les barreaux ont été rectifiés sur une dalle de verre revêtue d'une potée abrasive afin de parfaire l'état de surface et le parallélisme des faces.

Les barreaux ainsi obtenus, reposant entre deux appuis distants de 50 mm ont été soumis à des charges progressives en leur milieu jusqu'à la rupture. Les mesure des flèches correspondant à chaque charge a été effectuée au moyen d'un comparateur palpant directement au milieu de la face supérieure de l'éprouvette.

La balance de Netzsch se compose d'un bâti fixe (A) et d'un fléau mobile (B).

Elle dispose de quatre échelle de mesure (0 à 2 kgf, 0 à 4 kgf, 0 à 8 kgf et 0 à 24 kgf) réglables par déplacement de l'ensemble du support d'appui (1).

L'échantillon est placé entre les deux couteaux (2) dont l'écartement est réglable à 50, 100 et 150 mm.

La charge est appliquée au moyen d'un couteau d'appui (7), solidaire du fléau mobile par le porte couteau (8).

Le déplacement de la charge mobile (13) sur sa vis d'entraînement provoque une augmentation de la charge sur

l'échantillon. Cette charge est lue sur la règle graduée (11).

A la rupture de l'échantillon, il y a basculement du fléau mobile et rupture du contact (5) qui immobilise l'ensemble permettant la lecture de la charge de rupture.

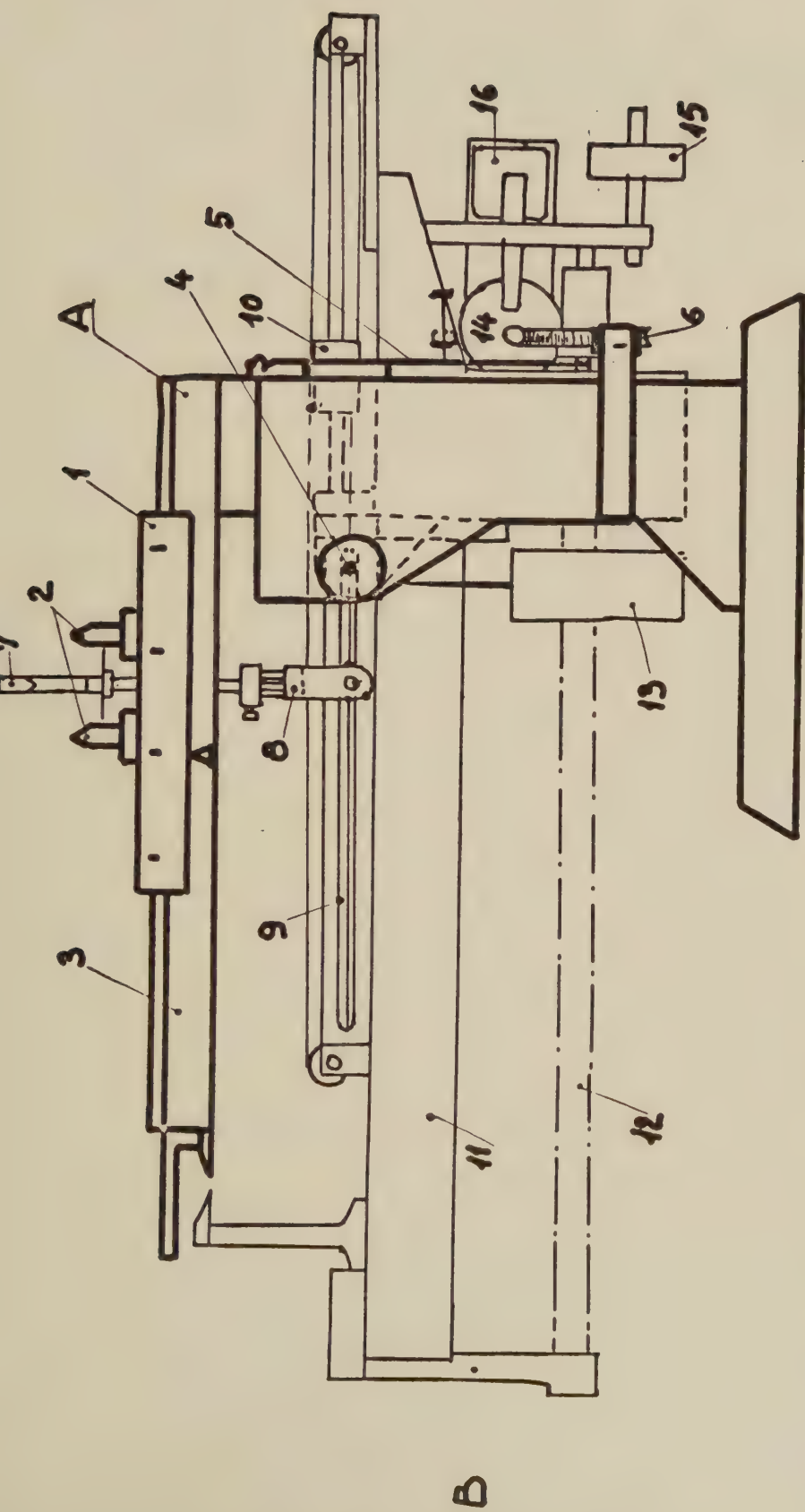
Une montre de comparateur, sensible au micromètre est montée sur le bâti de l'appareil et palpe en son milieu l'échantillon, ce qui permet de mesurer la flèche.

Une minuterie arrête l'avancement de la charge mobile (13) et permet la lecture simultanée de la flèche et de la charge. Elle permet également d'avoir une vitesse de montée en charge constante quelle que soit l'échelle employée. Cette vitesse est de 2 kgf/mm.

voir figure 5, page 87

Résultats :

Ils sont consignés dans le graphique ci-dessous qui représente la flèche, exprimée en micromètres en fonction de la charge exprimée en kgf.

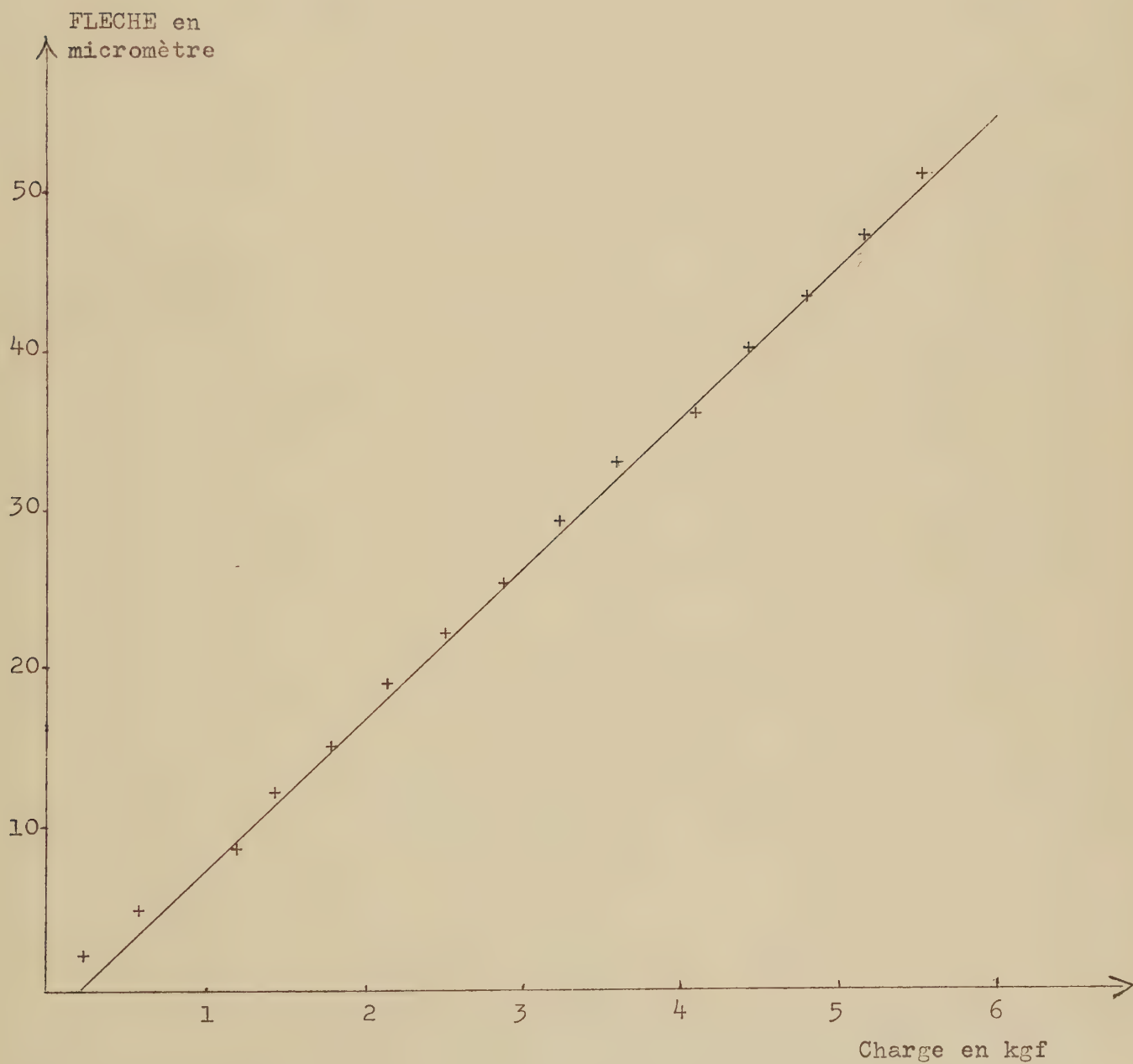


A Bâti fixe . 1. Echelle de réglage des charges
 2. Couteaux porte échantillon
 3. Glissière
 4. Axe de rotation du fléau.
 5. Lamelle de contact
 6. Bloc amortisseur.

B. Fléau mobile . 7. Couteau d'appui
 8. Porte couteau
 9. Coulisseau
 10. Contrepoids du porte-couteau
 11. Réglette graduée
 12. Vis d'entraînement
 13. Charge mobile
 14. Moteur
 15. Contrepoids
 16. Commande du frein

Balance de Netsch
 pour essais de flexion

Courbe représentant l'évolution de la
flèche en fonction de la charge



Le calcul du module d'Young E et du taux de rupture R se fait au moyen des formules suivantes :

$$E = \frac{98 L^3}{4KBH^3}$$

$$R = \frac{98 \times 3 PL}{2 BH^2}$$

(E = Module d'Young en bars
(R = Taux de rupture en bars
(L = Ecartement des appuis
(B et H = Base et Hauteur de l'échantillon
(P = Force produisant la rupture

$$K = \frac{F}{P} = \text{pente de la droite représentant les flèches (mm) en fonction de la force kgf.}$$

Echantillon	B mm	H mm	P kgf	E Bars	E Médian	R Bars	Médian
1	5,66	4,72	5,52	553 300		320	
2	4,82	5,02	7,80	590 800		470	
3	4,82	4,88	7,40	536 000	553 300	470	470
4	5,28	4,70	8,26	568 100	ou 5645,9 Kg	530	
5	5,52	4,68	8,30	432 000	mm2	520	

$$E \begin{pmatrix} \text{MEDIAN} & 553\ 300 \text{ bars} \\ \text{MOYENNE} & 540\ 200 \text{ bars} \end{pmatrix} \sigma = 64\ 300$$

$$R \begin{pmatrix} \text{MEDIAN} & 470 \text{ bars} \\ \text{MOYENNE} & 460 \text{ bars} \end{pmatrix} \sigma = 84$$

. Microdureté Vickers.

Il n'y a pas d'étude complète d'un matériau sans la détermination de sa microdureté. Pour ce qui nous intéresse, il est bon de connaître le degré de résistance à la pénétration

de la céramique, autant pour juger de sa cohésion que pour analyser par un nouveau biais le pronostic des reconstitutions.

De plus, l'étude de la microdureté nous donne de très bonnes indications sur la résistance d'un matériau à l'abrasion.

Nous avons choisi, parmi les différents essais possibles, celui qui nous était le plus commode du fait de la disposition des appareils nécessaires : la dureté Vickers.

L'essai a été effectué sur le microduremètre DURIMET. (Leitz).

La dureté Vickers est donnée par la formule

$$HV = \frac{1854,4 P}{d^2}$$

dans laquelle :

HV est la dureté en kg/mm²

P est la charge en grammes

d, la longueur en micronètres de la diagonale de l'empreinte.

voir figures 6 et 7, page 89

Le problème majeur, dans cette expérience de laboratoire a été d'obtenir des surfaces polies qu'implique la méthode.

Des fragments de matériau ont été enrobés, à chaud (160°) dans de la bakelite à l'aide d'une presse Buehler, les échantillons ont ensuite été dressés, doucis puis polis sur une polisseuse automatique à l'aide de pâtes diamantées à 3 microns puis à 1 micron.

voir figure 8, page 89

Il s'est donc agi d'appliquer une force à déterminer sur le diamant et de mesurer ensuite la diagonale des empreintes carrées. En prévoyant notre étude nous avons fait porter l'essai sur émail et dentine des trois éléments de notre comparaison future.

Résultats :

Les chiffres consignés dans les tableaux qui suivent indiquent des duretés ponctuelles et non la dureté globale de l'éprouvette.

CERAMIQUE NON ALUMINEUSE (DENTINE)

Diagonale l'empreinte en μm	Charge appliquée en g	HV	HV médian
17,0	100	641,7	716
16,6	100	673,2	
16,6	100	673,2	
16,5	100	681,1	
11,6	50	689,7	
11,6	50	689,7	
11,5	50	701,1	
11,5	50	701,1	
11,5	50	701,1	
16,2	100	707,1	
16,2	100	707,1	
16	100	724,4	
15,8	100	743,4	
11	50	766,3	
10,8	100	796,2	
15	100	824,2	
15	50	824,2	
10,6	50	826,1	
14,8	100	847,4	
9,5	50	1027,0	
9,5	50	1027,0	
9,5	50	1027,0	

EMAIL DE CERAMIQUE NON ALUMINEUSE

Diagonale de l'empreinte en μm	Charges appliquée en g	HV	HV médian
16,4	100	689,9	859
15,8	100	743,4	
15,3	100	792,9	
15,0	100	824,2	
15,0	100	824,2	
10,6	50	826,1	
10,6	50	826,1	
10,5	50	841,0	
10,5	50	841,0	
14,8	100	847,4	
14,7	100	858,9	
14,7	100	858,9	
14,5	100	882,0	
14,5	100	882,0	
14,2	100	920,5	
10,0	50	927,2	
9,9	50	947,2	
9,8	50	967,1	
9,5	50	1027,0	
9,5	50	1027,0	
9,0	50	1145,0	
8,7	50	1227,8	

CHAPITRE III

ETUDE D'UNE COMPOSITION DE CERAMIQUE ALUMINEUSE

. Composition chimique.

De même que dans le cas de la céramique classique, nous avons tenu à connaître la composition chimique de la céramique alumineuse afin, d'une part de cerner des propriétés macroscopiques par le biais de la connaissance des propriétés intimes de la substance, et d'autre part de faire reposer notre comparaison sur sa base, à savoir deux composés de synthèse.

Les techniques d'analyses ont été les mêmes que celles que nous avons employées pour la céramique classique (spectroscopie, recherche ionique, dosages, Redox et aux indicateurs). Elles ont été appliquées sur les poudres vendues par le fabricant de qui sont de notre usage quotidien.

Résultats :

Ils sont consignés dans le tableau ci-après :

SiO_2	:	65,46 %
Al_2O_3	:	14,50 %
K_2O	:	7,78 %
Na_2O	:	4,25 %

F	:	3,30 %
CaO	:	1,20 %
B ₂ O ₃	:	0,90 %
Fe ₂ O ₃	:	0,077 %
P ₂ O ₅	:	0,07 %
Perte au feu	:	0,40 %

On a constaté, à l'examen de ce tableau, une augmentation légère, mais certaine, de la teneur en alumine par rapport à la céranique classique (+ 3%) et une augmentation de la teneur en alcalino-terreux. De plus apparaissent des éléments nouveaux : Le Bore et le Fluor.

L'apport d'un élément tel que le fluor peut s'expliquer par l'ajout, par le fournisseur de fluorite ou de cryolite ou même de fluorures de Sodium ou de Potassium qui sont des opalisants.

L'opalisation du fluor est due à la formation de cristaux dans la masse. Leur grandeur et leur nombre sont déterminés, en particulier par la nature du traitement thermique.

La grandeur et la forme des cristaux sont déterminantes du point de vue des propriétés mécaniques.

D'après les travaux de KREIDL et WEYL, il apparaît que l'alumine, au cours de la fusion pourrait former l'anion complexe AlF_6 qui est assez stable et permettrait la conservation du fluor dans la masse en amoindrissant sa volatilisation. Le fluorure de sodium et les fluorures alcalino-terreux ne se formeraient que par refroidissement de la masse après fusion.

. Composition minéralogique.

La composition minéralogique d'une substance solide est un élément important de ses propriétés physiques. L'analyse de celle de la céramique alumineuse pose des problèmes.

L'observation microscopique d'une lame mince de ce matériau, montre la présence d'une trame cristalline enchassée dans le flux vitreux ; on pourrait presque parler d'un squelette cristallin soutenant la masse vitreuse. Par contre, l'analyse par la diffraction des rayons X ne montre que le flux vitreux, avec cependant des pics discrets indiquant la présence de quartz et de cristobalite.

1. L'observation microscopique.

a) En lumière naturelle, la céramique alumineuse apparaît comme une substance vitrifiée, sans micro-craquelures, contenant un réseau de taches plus sombres et plus brillantes. A l'étude, ces taches, qu'on peut prendre pour des cristaux, apparaissent anguleux, plus ou moins allongés et grossièrement groupés en faisceaux.

voir figure 9, page 89

b) En lumière polarisée, le flux vitreux apparaît homogène et sombre, constellé de taches blanches d'allure cristalline, disposées sans ordre apparent. Une étude plus fine

montre cependant que celles-ci sont rangées selon des lignes droites qui s'entrecoupent à des niveaux différents.

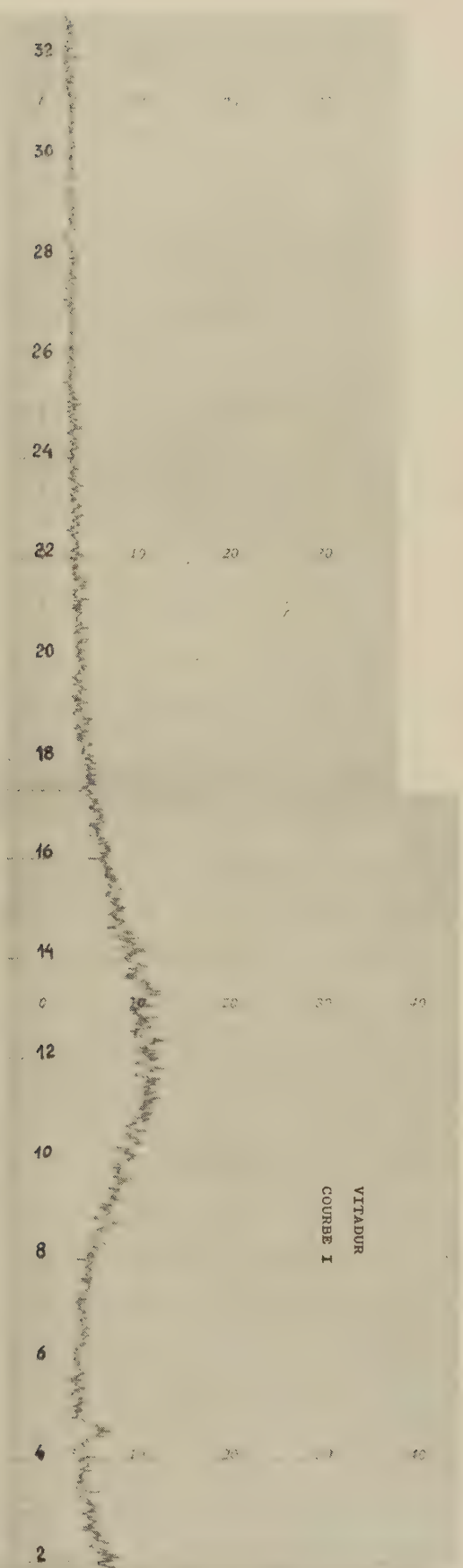
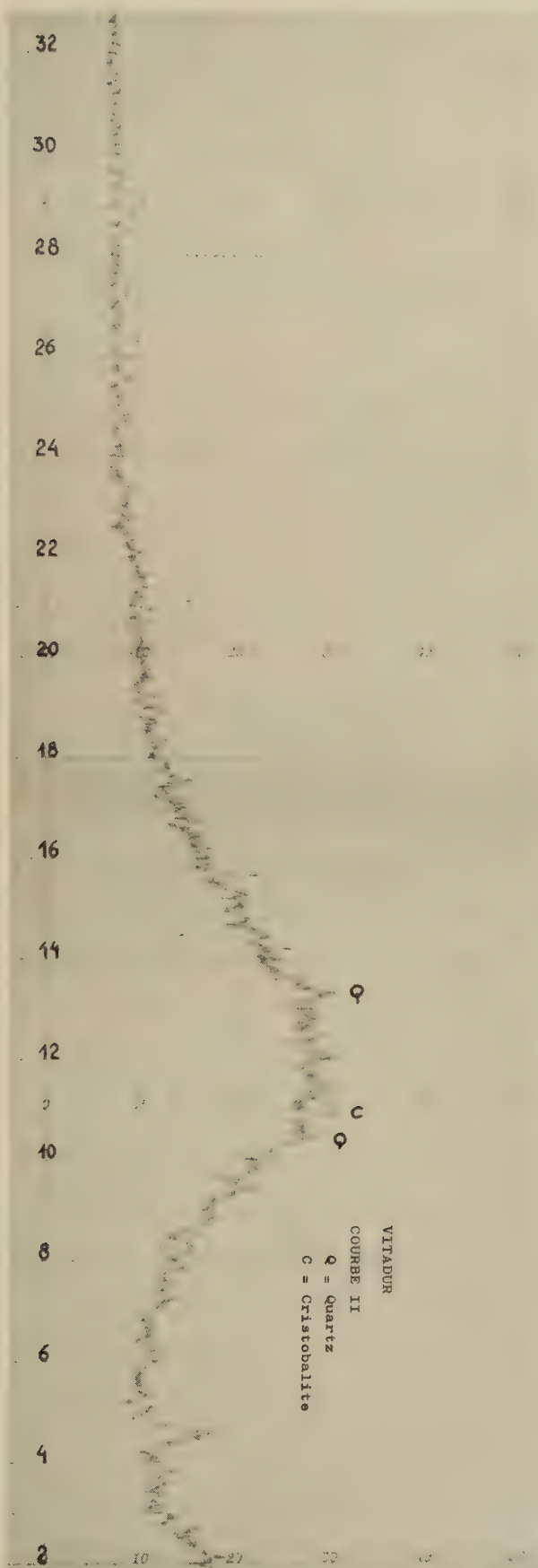
voir figure 10, page 91

voir figure 11, page 91

2. L'analyse par diffraction des rayons X.

L'échantillon est séché puis broyé en particules d'environ 40 micrometres. Cette poudre est alors disposée dans un réceptacle qui est balayé par un faisceau de rayons X sous tous les angles compris entre 0 et 180°. Les angles de diffraction des rayons X sont notés pour chaque valeur de l'angle d'incidence et on obtient ainsi une courbe.

A première vue, la structure de la courbe fait penser à une phase vitreuse pure présentant des pics discrets au ni



veau du quartz et de la cristobalite.

On peut dire

1. que la céramique alumineuse se présente comme un verre .

2. que le spectre de ce verre est centré sur le quartz et la cristobalite.

3. que le quartz et la cristobalite ont été relativement bien "dirigés" par le verre.

Interprétation.

Il est hautement vraisemblable que la présence d'alumine en quantité plus importante ait permis, par réaction catalytique la fusion à un degré plus élevé du quartz et de la cristobalite que dans la céramique classique. Ceci permettrait d'expliquer l'intensité moindre des pics indiquant la présence de ces cristaux sur la courbe donnée par l'appareil de diffraction.

D'autre part, il est très probable que le réseau cristallin observé au microscope soit dû à une saturation du verre en alumine, celle-ci intervenant en moyenne pour des compositions en contenant 12 à 13 %. Les taches photographiées, par contre ne semblent pas représenter chacune un cristal isolé mais vraisemblablement des zones de micro-cristallisation débutante d'amulite (silicate d'aluminium), et le fait que leur objectivation ne soit pas faite à la diffraction des rayons X pourrait être due à leur pulvérisation pure et simple en éléments inférieurs à 10 microns.

. Résistance mécanique en compression.

Cet essai a été conduit parallèlement à celui de la résistance en compression de la céramique classique. Les échantillons ont également été confectionnés par moulage, cuits sous vide à 940° C et ramenés aux cotes, puis comprimés entre les mors d'une presse PERIER (cf. p. 23).

Rc, la résistance en compression s'obtient par la formule :

$$Rc = \frac{P}{S} \quad \varnothing^4$$

Rc = Résistance à la compression en bars

P = Force produisant la rupture en KN

S = Surface de l'échantillon en mm²

∅ = Diamètre de l'échantillon.

Les résultats sont consignés dans le tableau ci-dessous:

Eprouvette	Diamètre	S mm ²	P en KN	Rc	Rc médian
1	8,76	60,27	20,6	3420	3100
2	9,10	65,04	19,9	3060	
3	8,88	61,93	18,6	3000	
4	8,92	62,49	19,4	3100	
5	8,72	59,72	25,4	4250	

En vue de la comparaison avec la céramique non aluminieuse et la dent, le calcul de la moyenne et de l'écart type s'impose :

$$\begin{array}{lcl}
 & (\text{ MEDIANE } & 3100) \\
 Rc & (&) \\
 & (\text{ MOYENNE } & 3370)
 \end{array}
 \quad \sigma = 520$$

. Module d'ELASTICITE.

Par le moyen de la balance de Netzsch (cf. p. 30) en travaillant sur des barreaux pressés de 5 mm x 5 mm x 75 mm, la mesure des flèches a été effectuée et le module d'Young calculé

$$E = \frac{98 L^3}{4 KBH^3}$$

$$R = \frac{98 \times 3 PL}{2 BH^2}$$

(
(
(
(
(
(
(
(

E = Module d'Young

R = Taux de rupture

L = Ecartement des appuis

B & H = bas et hauteur de l'échan-

tillon

P = Force produisant la rupture

$K = \frac{F}{P}$ = pente de la droite représentant les flèches en fonction de la force

Pour le calcul de K, il n'a été tenu compte que de la partie rectiligne moyenne de la courbe, sans tenir compte des points aberrants.

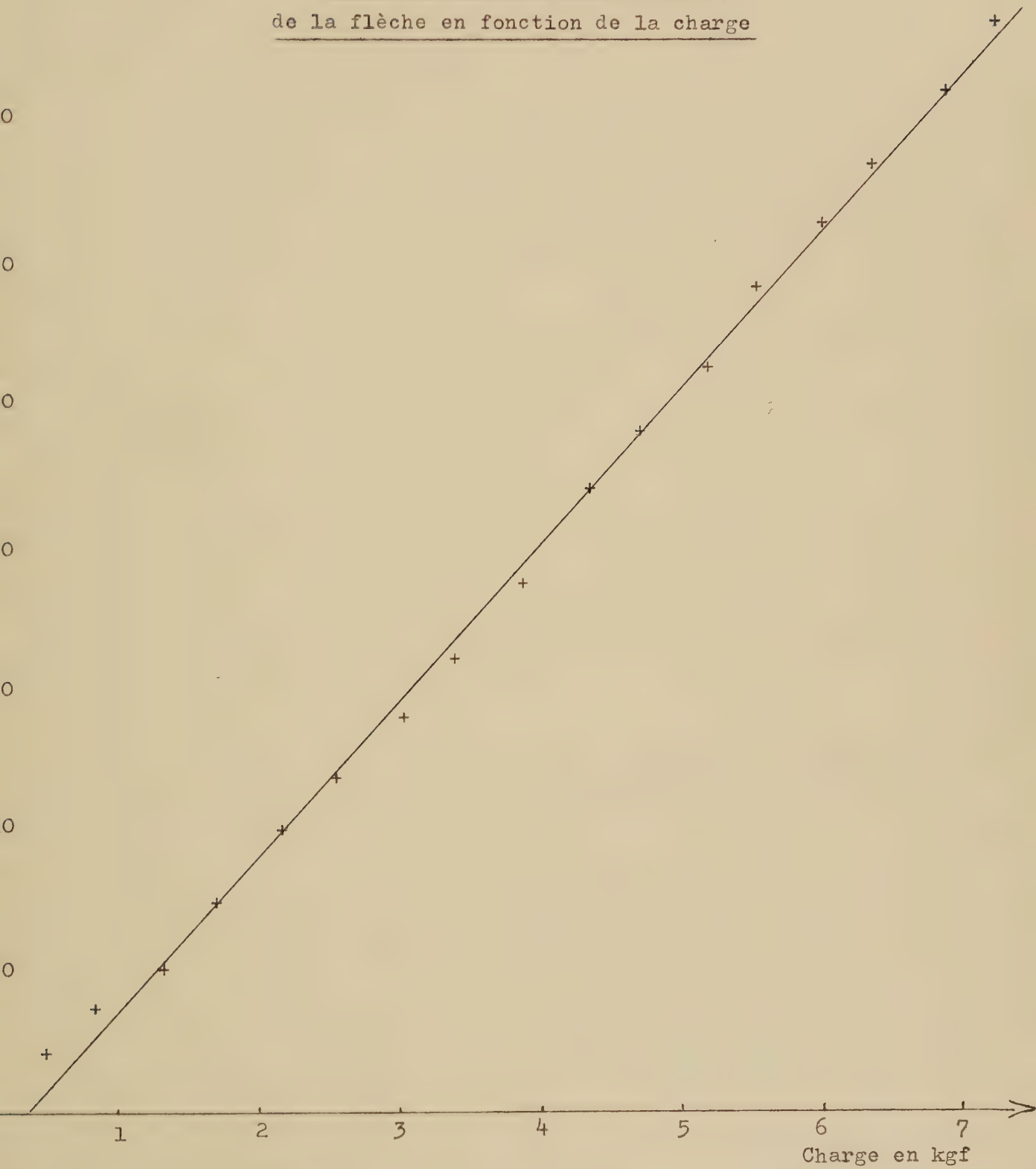
Rappel des lois de Breimond.

1. Une matière céramique, soumise à un effort de flexion ne subit que des déformations parfaitement élastiques jusqu'à sa rupture.

2. N'étant pas susceptible de déformation permanente, la céramique est de résistance médiocre.

Les résultats sont exprimés dans le graphique ci-dessous. Il montre que, jusqu'à la rupture, les déformations sont

Courbe représentant l'évolution
de la flèche en fonction de la charge



. Dureté Vickers.

Il s'agit de connaître la microdureté de la substance par application ponctuelle d'une charge et mesure de la déformation qu'elle provoque. Afin de pouvoir comparer avec les autres résultats que nous avons obtenus, nous avons travaillé dans le système Vickers dont le diamant est pyramidal à base carrée.

La dureté est donnée par la formule :

$$HV = \frac{1854,4 P}{d^2}$$

HV : Dureté Vickers en kg/mm²

P : Charge en grammes

d : longueur en micromètres de la diagonale de l'empreinte.

Les résultats sont consignés dans le tableau ci-après. Ils concernent la céramique alumineuse dont on fait la dentine et celle dont on fait l'émail.

La précision de la lecture de la mesure de la diagonale de l'empreinte du diamant dans la substance à étudier est de $0,2 \times 10^{-6}$ mm.

Les chiffres indiqués correspondent à des duretés ponctuelles et non à la dureté globale de la substance.

CERAMIQUE ALUMINEUSE DENTINE

Diagonale de l'empreinte en μm	Charge appliquées en g	HV	HV Médian
16,7	00	665,4	825
16,3	100	698,4	
16,2	100	707,1	
16,0	100	724,4	
15,6	100	762,4	
11,0	50	766,3	
10,8	50	796,2	
10,8	50	796,2	
15,0	100	824,2	
15,0	100	824,2	
15,0	100	824,2	
10,6	50	826,1	
10,5	50	841,0	
10,5	50	841,0	
14,8	100	847,4	
14,6	100	87P,4	
14,5	100	882,0	
10,2	50	892,7	
10,1	50	909,9	
10,0	50	927,2	
9,8	50	967,1	
9,5	50	1027,0	

EMAIL DE CERAMIQUE ALUMINEUSE

Diagonale de l'empreinte en μm	Charge appliquée en g	HV	HV médian
16,7	100	665,4	927
15,6	100	762,4	
11,0	50	766,3	
15,3	100	792,9	
15,0	100	824,2	
10,6	50	826,1	
14,7	100	858,9	
14,7	100	858,9	
10,2	50	892,7	
10,2	50	892,7	
10,0	50	927,2	
10,0	50	927,2	
14,0	100	946,1	
14,0	100	946,1	
14,0	100	946,1	
9,8	50	967,1	
13,5	100	1018,0	
9,5	50	1027,0	
13,0	100	1097,0	
9,0	50	1145,0	
9,0	50	1145,0	
8,0	50	1449,0	

CHAPITRE IV

QUE SAVONS-NOUS DE LA DENT NATURELLE ?

Il y a deux façons de considérer la dent naturelle :

- ou bien on la tient à la main, et là c'est un instrument mécanique, comme le disait Retterer
- ou bien elle est implantée dans ses bases et elle appartient à une arcade, c'est alors un organe remplissant une ou plusieurs fonctions.

Chercher à analyser les propriétés physiques de l'instrument mécanique, en soi, ne présente que peu d'intérêt, ce qui semble en réalité être essentiel, c'est de mettre à jour la corrélation entre la nature de la substance dentaire et sa réponse aux agressions externes relevant principalement de la fonction organique.

Disons dès à présent que, la morphologie des dents et leurs rapports antagonistes, les résistances de la dent et des tissus de soutien, les relations entre la dent et les tissus de soutien, la nature du milieu buccal, l'état et la puissance des muscles masticateurs, le régime alimentaire créent le cadre biologique dans lequel s'insère la dent et que ses qualités physico-chimiques et anatomiques doivent lui être adaptées.

L'étude des propriétés physiques de la dent doit être scindée en plusieurs paragraphes, elle doit, en principe être

menée, élément par élément, mais, pour ce qui nous intéresse, quelques points seulement seront retenus.

. L'émail, qui est pour 96 % une substance minérale est extrêmement dur. Il "fait feu au briquet", c'est à dire que, par choc contre l'acier, il produit des étincelles. Sa dureté Mohs se situe à 5, sa dureté Knoop vaut 300 kgf/mm² et sa dureté Vickers que nous avons mesurée vaut 464 kg/mm². Sa conductibilité thermique 0,0022. Sur le plan de la chimie, outre une portion protégée faible, l'émail contient 70 à 80 % de phosphore tricalcique, 10 à 20 % d'hydroxy-apatite et 10 % de carbonate de calcium. Ces chiffres appellent un certain nombre de remarques.

1. L'émail n'est pas une substance isotrope, c'est à dire que ses propriétés dépendent de l'orientation de l'expérimentation par rapport à un certain axe.

Dans cette optique, des mesures ont été faites, et on sait que par sa face externe, la dureté Vickers de l'émail vaut 464 kg/mm², qu'en coupe transversale, elle vaut 420 kg/mm² et qu'en coupe longitudinale, elle vaut 420 kg/mm².

2. Bien qu'opaque aux rayons X, l'émail a une architecture plus ou moins régulière, constituée par des prismes juxtaposés, orientés de la face externe de la dentine, à la face externe de la dent, c'est à dire perpendiculaire à ces deux surfaces. Cet arrangement, nous le verrons tout à l'heure, confère à l'ensemble adamantin plus de résistance que n'en a la substance adamantine seule.

. La dentine est un tissu bien moins dur que l'émail, mais encore fortement calcifié, puisque, pour 10 % d'eau et 20 % de matières organiques, elle comporte 70 % de substances minérales. Le degré de dureté de la dentine décroît avec la profondeur, mais on connaît avec assez de précision, des va-

leurs moyennes de ses propriétés physiques. Sa dureté Mohs se situe à 2,5, sa dureté Knoop vaut 55 kgf/mm² et sa dureté Vickers, que nous avons mesurée pour cette étude vaut 62 kg/mm².

Le coefficient d'élasticité (20 000 à 40 000 kg/mm²) de la dentine, par contre est beaucoup plus élevé que celui de l'émail, ce qui revient à dire que la dentine est beaucoup moins cassante, et d'autre part qu'elle se comporte comme un amortisseur de chocs. Sur le plan de la "minéralogie" la dentine est un corps isotrope, c'est-à-dire que ses propriétés ne dépendent pas de l'orientation de l'expérimentation par rapport à un certain axe. C'est là une propriété très importante quand on songe à la multiplicité des directions des efforts qu'elle subit. Sa résistance à l'écrasement vaut 3000 kg/cm².

Cet ensemble, mécaniquement complexe participe à une articulation qui est elle-même complexe.

. Le ligament alvéolo-dentaire est l'agent de fixation de la dent dans son alvéole par le touchement des fibres de Sharpey, ses rôles mécaniques sont multiples : il est à l'origine de la mobilité dentaire physiologique, il joue le rôle d'amortisseur hydraulique et il est le lieu des échanges métaboliques entre l'os et la dent. Son rôle d'amortisseur hydraulique, il le joue par la tension capillaire dont il est le siège qui permet l'absorption d'une partie des forces de pression, de traction ou de rotation qui, sans lui, seraient directement répercutées sur la substance osseuse.

De tout ce qui précède, on peut dire :

1. que la dent est une partie de l'organe masticateur, et que, dans ce sens, ses propriétés physiques sont adaptées

au rôle physiologique qu'elle a à accomplir.

2. que les différents éléments entrant dans la structure dentaire concourent à une même fonction.

- Email → Résistance à l'abrasion et dureté
- dentine → Souplesse, absorption des chocs, échanges pulpe/desmodonte
- ligament → Amortisseur donc protection de l'os alvéolaire avec en plus un rôle nutritif.

CHAPITRE V

COMPARAISON ENTRE LA CERAMIQUE CLASSIQUE ET LA CERAMIQUE
ALUMINEUSE. Composition chimique

Le tableau comparatif de la composition chimique des deux substances étudiées, que nous reproduisons ci-dessous, nous est apparu au cours des expérimentations bien décevant dans les contrastes qu'il met en évidence. Notre expérience clinique et les essais mécaniques que nous avons faits semblaient le démentir, mais les dosages ont été faits et refaits dans les meilleures conditions possibles, ce qui nous permet de ne pas douter de nos chiffres.

On constate, dans la Vitadur, une augmentation relativement faible de la teneur en alumine et de la teneur en Alcalino-terreux tels que le calcium et le magnésium par rapport à la céramique non alumineuse, mais en plus apparaissent le Bore et le fluor. Ces augmentations se font aux dépens de la silice et de la perte au feu.

L'augmentation des teneurs en alcalino-terreux tend à abaisser la température de fusion, sauf si CaO et MgO sont en excès, ils peuvent alors se comporter en matières réfractaires.

$B^{2}O^{3}$ est un fondant efficace qui abaisse notablement la température de fusion.

D'autre part, on sait qu'une forte teneur en silice ou en alumine augmente considérablement le point de fusion encore qu'il ne faille pas être catégorique sur ce point, dans la mesure où la formation d'eutectiques reste toujours possible.

D'après les travaux de GEHLHOFF, KALSING et THOMAS, il semble que la teneur en alcalis ne marque son influence sur la cristallisation des fluorures que si elle est soit très forte, soit très faible, et, dans tous les cas, cette influence est minime. De plus, les oxydes magnésiens et de calcium réduisent en général l'opacité.

La vraie importance de la présence d'oxyde de calcium réside dans sa tendance à favoriser l'accroissement des cristaux ; du reste, les études microscopiques de la céramique alumineuse ont objectivé leur existence.

	Céramique classique	Céramique alumineuse
Perte au feu	0,97	0,40
SiO_2	74,78	65,46
Al_2O_3	11,50	14,48
TiO_2	0	0
Fe_2O_3	0,084	0,077
P_2O_5	0,03	0,07
CaO	0,45	1,62
MgO	0,04	0,23,
Na_2O	4,30	4,25
K_2O	8,70	7,80
B_2O_3	0	0,90
F	0	3,30

Ce tableau démontre donc, dans l'ensemble que la céramique classique, comme la céramique alumineuse comportent des molécules qui, pour être relativement stables, sont pour la plupart ionisables. L'ionisation ne se fait cependant qu'en milieu acide, on ne constate jamais de ces processus dans le milieu buccal, les conditions n'étant pas réunies. Toutefois, pour être complets, nous devons noter que la céramique alumineuse a une tendance plus grande à l'ionisation que la céramique classique et que celle-ci est moins neutre que la dent elle-même.

Par conséquent, bien que le phénomène n'ait jamais été décrit, on peut concevoir, théoriquement, qu'un effet Pile attribué au bimétallisme ait lieu, engendrant les lésions électriques habituelles.

Sur le plan de la corrosion, l'analyse chimique nous a appris que la céramique classique, comme la céramique alumineuse étaient insolubles dans l'eau, mais que la céramique classique était plus soluble dans les acides que la céramique alumineuse. Cette expérience vient, en apparence, contredire ce que nous a appris l'étude de l'ionisation, mais ce n'est qu'apparence, en effet, la solubilité acide de la céramique classique se fait avec un degré de dissociation ionique inférieur à ce qu'il est dans le cas de la céramique alumineuse.

La connaissance de la composition moyenne et du pH moyen de la salive mixte permet d'ailleurs d'expliquer que dans le milieu buccal les céramiques ne subissent pas, dans le cas général, la corrosion. Dans quelques cas, le pH salivaire est acide, il est alors faiblement acide, pas suffisamment pour que la céramique soit attaquée, inversement, s'il est neutre ou basique, on ne constate aucun phénomène de corrosion.

Sur le plan chimique, la salive contient 99,5 % d'eau et 0,5 % de ce qu'on appelle le résidu fixe. Celui-ci contient 0,2 % de matières organiques et 0,3 % de matières minérales, dont :

- Phosphate disodique PO_4Na_2
- Chlorure de Sodium NaCl
- Sulfocyanure de Potassium
- Sulfate de Sodium Na_2SO_4
- Chlorure de calcium CaCl_2
- Chlorure de magnésium

Si on rapproche cette composition de celle des deux céramiques que nous étudions, on peut constater :

1. Qu'aucun élément des substances céramiques ne se retrouve dans la salive et que par conséquent aucun phénomène de dissolution par rupture d'équilibre ne peut avoir lieu.

2. Que d'après l'échelle des potentiels de Nernst (ou potentiels d'équilibre), la salive et les deux compositions de céramique se situent à peu près du même niveau et que par conséquent l'altération par perte ou dépôt de substance ne peut avoir lieu.

Il est une autre conclusion à laquelle conduit l'étude de la composition chimique, c'est la parfaite tolérance des tissus vivants à l'égard des céramiques. Une simple remarque suffit d'ailleurs à étayer cette idée : l'examen de nombreuses boîtes de Pétri à la loupe ne nous ont laissé observer aucune altération de leur substance bien que les cultures de tissus y aient été nombreuses et variées. Leur revêtement émaillé n'est rien d'autre qu'une composition analogue à la céramique dentaire. Sur le plan de la chimie proprement dite, on ne remarque jamais, ni dans les boîtes de Pétri, ni au niveau des gencives ces plaques de cellules dénaturées qui sont toujours observables au niveau de substances contenant du kaolin.

Un dernier mot reste à dire au sujet de la composition chimique des céramiques. Tout montre que les molécules constitutives sont stables, stabilisées encore plus dans le cas de la céramique alumineuse par la présence de F et de B_2O_3 . Cette stabilité chimique se transpose évidemment sur le plan macroscopique en une stabilité esthétique, ce qui est une propriété essentielle de ces reconstitutions de prothèses dentaires.

. Composition minéralogique.

Les diagrammes que nous avons définis, exposés et commentés dans les chapitres II et III ont en commun le fait qu'ils représentent tous les deux un flux vitreux, mais on peut apporter quelques précisions grâce à des expériences préliminaires entreprises avant même de commencer tout ce travail.

Nous avons observé au microscope des lames minces taillées dans des éprouvettes cuites à coeur de façon différentes et nous avons été conduits aux observations figurées dans le tableau ci-après :

Objet	cuisson à l'air	N°	Cuisson sous vide	N°
C.A. moulée	Lacunes	1	Subst. homogène	2
C.C. moulée	Lacunes	3	subst. homogène	4
C.A. vibrée	Lacunes	5	subst. homogène	6
C.C. vibrée	Lacunes	7	subst. homogène	8
C.A.pressée	subst. homogène	9	subst. homogène	10
C.C.pressée	subst. homogène	11	subst. homogène	12

De plus, on avait observé que la rétraction des échantillons était la plus intense dans les expériences 2 et 4 et la moins intense dans les expériences 10 et 12. Ces observations nous ont permis de classer les éprouvettes en une échelle par ordre de rétraction croissante :

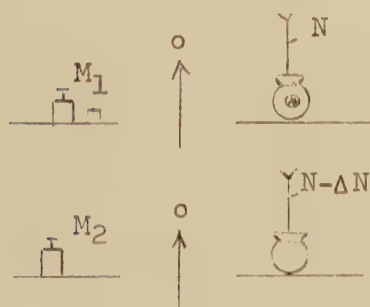
n°	Technique	Rétraction
10-12	Céramique pressée cuite sous vide	10 %
6-8	Céramique vibrée cuite sous vide	14 %
9-11	Céramique pressée cuite à l'air	17 %
5-7	Céramique vibrée à l'air	20 %
1-3	Céramique moulée à l'air	30 %
2-4	Céramique moulée sous vide	

Les mesures de rétraction ont été faites approximativement au pycnomètre de la façon suivante :

Dans un moule de volume bien connu (1 cm^3) nous avons introduit les substances à étudier,

1. en vrac,
2. en pressant à l'acide d'une presse à vis
3. en vibrant au moyen d'une spatule Le Croon

Les échantillons ont été séchés à 120°C , démoulés et cuits selon les indications du tableau



pycnomètre contenant le corps,
le niveau d'eau et à N

pycnomètre dont on a retiré le
corps, le niveau est à $N - \Delta N$

$M_2 - m_1$ = masse correspondant au volume d'eau déplacée par
le corps.

Connaissant la densité de l'eau d , il est facile de déterminer le volume du corps.

$$\text{Volume du corps} = \text{volume de l'eau déplacée} = \frac{M_2 - M_3}{d}$$

Le volume initial étant 1 cm³, il est très facile de calculer le pourcentage de rétraction

$$\% = \frac{\text{volume cuit}}{\text{volume cru}}$$

De ces expériences, on pourrait donner un long commentaire, mais ce qui nous intéresse concerne la porosité des substances et la tendance à l'effritement.

Les verres de céramique, sur le plan de leur architecture interne se présentent donc différemment selon le type de cuisson qui leur a été appliqué.

Il semble que la cuisson sous vide d'une porcelaine pressée donne de meilleurs résultats, quant à la compacité de la substance, et que, par conséquent, la porosité étant ramenée à son degré minimum, les risques de coloration tabagique ou alimentaire sont, pour ainsi dire annulés. Il en est de même pour les céramiques vibrées et cuites sous vide.

Quoiqu'il en soit, cette remarque intéresse principalement l'émail de la couronne Jacket qui subit le glaçage qui consiste à surchauffer la couche la plus externe de l'objet afin qu'un verre compact s'y forme, isolant le reste de la pièce cuite du milieu extérieur. L'émail ainsi obtenu est imperméable et lisse, ce qui présente l'avantage supplémentaire de permettre le glissement et par conséquent de s'opposer à la rétention alimentaire vectrice de caries, voire d'atteintes gingivales. L'émail, dans le cas de la céramique alumineuse a une teneur très faible en alumine (4 % environ) et celui qu'on emploie avec les céramiques classiques n'en contient que des traces (Al_2O_3 est indispensable dans certaines réac-

tions catalytiques). Cette constatation nous permet, bien que nous n'ayions pu l'observer objectivement, de pressentir que l'émail ne comporte pas de cristaux d'alumine dans sa masse.

. Résistance mécanique en compression.

La mastication consiste en la transformation de la ration alimentaire en bol alimentaire par broyage, imbibition et malaxage. Il s'agit donc de préparer la déglutition. Sur le plan de la physiologie, c'est un réflexe acquis extrêmement complexe, ou entrent en jeu aussi bien les éléments sensoriels que les forces musculaires à proprement parler.

Notre étude s'intéresse cependant exclusivement aux efforts mécaniques que subissent les dents et le parodonte, et par conséquent tous les éléments de prothèse qui les remplacent. Approximativement, la littérature, nous indique, qu'au cours de la mastication une force maximale de 4 kg/mm^2 s'exerce au niveau molaire, et seulement 2 kg/mm^2 au niveau incisif et que ces forces sont appliquées normalement sur les faces occlusales des dents, dirigées dans l'axe de l'organe vers l'apex. L'étude des propriétés physiques de la couronne dentaire indique d'une façon formelle que ces efforts peuvent être largement dépassés avant qu'on puisse observer une fracture par compression.

De plus, jamais les efforts ne dépassent ces valeurs car le parodonte est muni d'un appareil proprioceptif qui en impose le dosage.

En apparence, donc, qu'un matériau soit ou non résis-

tant à la compression importe peu, dans la mesure où sa résistance atteint ou dépasse quand même 4 kg/mm^2 , mais ce n'est là qu'une apparence car il ne faut jamais perdre de vue que les matériaux travaillent.

Un des exemples qu'on peut donner de ce qui s'avère d'un matériau insuffisamment résistant à la compression nous est fourni par une radiométallographie d'un amalgame de cIII, réalisé deux ans auparavant et schématisé ci-dessous :



L'amalgame se fendille selon des lignes qui partent en étoile depuis l'endroit où s'applique la force maximale.

C'est à ce niveau que se situe l'une des supériorités majeures de la céramique alumineuse. Alors que l'opaque de la céramique classique présente une résistance à la compression de 12400 kg/mm^2 , l'opaque de la céramique alumineuse ne se rompt que pour une charge de 22218 kg/mm^2 . Quant à la dentine nous avons vu que le mode de construction des éléments de céramique la mettait à l'abri de la fracture par compression puisque la répartition des forces qu'elle subit est telle qu'elle divise leur intensité. De plus, la dentine alumineuse étant en elle-même résistante à la compression (3100 à 3370 bars) la charge avec laquelle on atteint la rupture se situe hors du cadre des efforts physiologiques.

En fait, les fractures des coiffes en céramique sont principalement dues, comme le souligne Monsieur POGGIOLI, soit à des contraintes provoquées par une taille de moignon

imparfaite, soit à des accidents de confection des coiffes.

Il est bien évident que notre limitation, dans le raisonnement, à la couronne Jacket doit être étendu. La résistance mécanique en compression est une qualité essentielle du matériau dans des reconstitutions de type Inlay, principalement au niveau molaire, et, en admettant que le problème de la teinte soit vaincu, les céramiques résistantes, constituent un matériau de choix pour leur réalisation. Pour ça, on préfère utiliser la dentine alumineuse à la dentine classique car sa résistance à la compression est plus proche de celle de la dent et par conséquent plus physiologique. En ce qui concerne les éléments intermédiaires de pont, la résistance mécanique à la compression importe peu, la qualité essentielle requise étant la résistance mécanique à la flexion étudiée plus loin, mais il y a un rapport de proportionalité.

Rappel des résultats et comparaison

	Eprouvette	P en KN	R en bars	R médian	σ
Céramique classique	1	22	3500	3500	270
	2	19,8	3260		
	3	23,6	3290		
	4	20,65	3520		
	5	21,3	3260		

	Eprouvette	P en KN	Ren bars	R médian	σ
Céramique Alumineuse	1	20,6	3420	3100	520
	2	19,9	3060		
	3	18,6	3000		
	4	19,4	3100		
	5	25,4	4250		

σ = Ecart type estimé

Les calculs ont été réalisés pour une probabilité $P = 0,05$ et un degré de liberté = 8.

La table de Student donne $t = 2,306$, $D = 3490 - 3370 = 120$ $d = 262$.

$$\frac{D}{\sigma d} = 0,46$$

Sur le plan de la résistance mécanique en compression les deux substances, dentine classique et dentine alumineuse sont donc comparables, la différence est très peu significative pour un écrasement unique et intense, mais il semble qu'elle le soit pour des écrasements successifs et multiples.

. Résistance à la flexion - Module d'élasticité.

L'élasticité, nous l'avons vu au début de l'exposé, est la propriété qu'a un corps de revenir à sa forme initiale après déformation. C'est donc, d'une certaine manière une résistance particulière aux efforts, par adaptation. Il va de soi qu'un matériau possédant cette qualité présentera

bien des avantages dans des zones d'effort, mais les inconvénients sont également nombreux.

Une substance élastique est une substance dans laquelle se propagent les ondes en se conservant. La formule générale de la vitesse de propagation d'une onde dans un milieu matériel montre que celle-ci est directement proportionnelle à la racine du Module d'Young et inversement proportionnelle à la racine carrée de la masse spécifique de la substance :

$$v = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

Donc, onde ou choc sont transmis d'autant mieux que la substance est élastique.

Cette première considération nous conduit à nous intéresser aux microchocs physiologiques et à nous demander si une substance trop élastique, en ne les amortissant pas, ne risque pas de favoriser les atteintes parodontales, surtout si l'occlusion est imparfaite.

Le traumatisme occlusal est une atteinte des tissus parodontaux provoquée par une surcharge ou par des chocs exercés au niveau de la couronne, aboutissant à une mobilité de la dent souvent réversible. La majorité des auteurs s'accordent pour reconnaître que la fréquence et l'intensité de la charge non physiologique, répercutée sur le parodonte jouent un rôle essentiel. Les signes cliniques classiques vont depuis la simple irritation périapicale, souvent douloureuse jusqu'à l'apparition de troubles fonctionnels ou d'affaiblissement des tissus de soutien. Dans le cas où une inflammation discrète et de petite envergure existe, elle peut-être

ravivée par des microbes. Les tissus de soutien profonds s'en trouvent également affectés. Pour le propos que nous tenons, nous avons déjà expliqué comment l'opaque d'une couronne Jacket est un élément neutre et pourquoi seule la dentine intervient.

En ce qui concerne la céramique classique, le module d'Young vaut $E = 553300$ bars ou $5645,9$ kg/mm², le module d'Young de la céramique alumineuse valeur $E = 497000$ bars ou $5071,4$ kg/mm² par conséquent, bien que la différence soit minime, il semble que la céramique alumineuse, plus élastique absorbe moins les chocs que la céramique classique, et donc que les risques de traumatismes parodontaux soient réduits d'autant dans l'utilisation de cette dernière.

La différence est en fait minime, mais reste significative en théorie.

De la même façon qu'on s'intéresse aux chocs appliqués à une dent, on peut se demander quelles sont les interactions entre dents antagonistes. Tout nous porte à croire que les contacts interdentaires n'échappent pas au principe de l'action et de la réaction et à celui de la conservation de l'énergie de mouvement. Par conséquent, tout nous porte à croire que plus une substance de reconstitution est élastique et plus la dent antagoniste risquera des agressions occlusales.

Tout ce qui précède concerne la matière de reconstitution, mais un fait complémentaire doit être noté : le module d'Young de la dentine vivante varie entre 20000 kg/mm² et 40000 kg/mm², elle est donc bien plus élastique que la céramique.

Là encore une remarque s'impose : les risques de fractures d'une couronne augmentent quand les propriétés physiques du support diffèrent notablement de celles de la substance supportée. C'est ainsi qu'une coque de céramique dure et peu élastique, posée sur un moignon élastique risque de casser. Cette seconde remarque, très importante est en la faveur de la céramique alumineuse dont les propriétés se rapprochent d'avantage de celles de la dent que celles de la céramique classique. D'ailleurs, le module d'Young étant proportionnel à la résistance à la traction on savait déjà que les céramiques alumineuses étaient plus résistantes que les céramiques classiques, se rapprochant ainsi de la dentine naturelle.

L'élasticité est une propriété si essentielle aux matériaux de prothèse dentaire, qu'on se doit de parler du pronostic des travées de pont, surtout des ponts à grande portée, de ce point de vue.

Nous avons mesuré la résistance à la flexion, qui est, comme nous l'avons montré, proportionnelle au module d'élasticité. Pour ce qui est de la céramique classique, elle vaut $R_F = 470$ bars et $R_F = 480$ bars pour la céramique alumineuse, ce qui, dans les meilleurs cas correspond à une charge de 8,6 Kg appliquée au milieu d'une barre de 5 mm sur 5 mm, posée sur deux fléaux distants de 50 mm, pour la céramique alumineuse, et à une charge de 8,30 kg pour la céramique classique dans les mêmes conditions. Il faut noter que cette différence, qui peut sembler minime est considérable lorsqu'on ramène le problème à ce qu'il est dans la réalité, c'est-à-dire à une travée de pont, elle même souvent renforcée par des profilets d'alumine pure, très durs et relativement élastiques. En ce

qui concerne les travées de pont, on comprend aisément que la résistance à la flexion est un gros avantage : en effet, si une force vient à être appliquée au milieu du segment non supporté d'un bridge, une flexion purement élastique aura lieu, adaptant la prothèse à la nouvelle condition, sans qu'il y ait rupture. Sur le plan physiologique cette élasticité n'est pas incompatible, en effet, les dents servant de pilier restent susceptibles de mouvement par le truchement de l'articulation Alvéolo-dentaire.

Bien d'autres effets néfastes sont contrecarrés par l'élasticité des produits de reconstitution. Nous avons vu au sujet de la résistance à la compression, qu'une reconstitution de type Inlay était susceptible de fendillement, principalement dans le cas le plus caricatural d'un inlay de classe II. Une substance élastique répondra aux agressions en réalisant une adaptation de tous les instants, mais ne subira pas le craquèlement.

Nous pourrions encore parler des phénomènes de distortion des prothèses en bouche qui ne peuvent intéresser les matériaux élastiques ou évoquer les problèmes du joint nécessaire au collet entre la dentine, très élastique, et une reconstitution qui l'est moins mais ce serait alourdir cet exposé qui ne cherche qu'à mettre à jour les relations qu'il y a entre les propriétés physiques et physiologiques des matériaux de reconstitution, sans vouloir pour autant les répertorier tous. Rappel des résultats et comparaison :

	Echantillon	E bars	E médian	R bars	R _F médian
	1	553300		320	
Céramique	2	590800	553300	470	$\sigma = 84$
Classique	3	536000	bars	470	470
	4	568100	5645,9	530	
	5	432000	kg/mm ²	520	

	Echantillon	E bars	E médian	R _F bars	R _F médian
	1	497000		510	
Céramique	2	553400	497000	480	480
alumineuse	3	483100	bars	390	$\sigma = 59$
	4	460300	5071,4	380	
	5	508500	kg/mm ²	480	

On réalise les calculs pour une probabilité $P = 0,05$
(5 %) et un degré de liberté = 8 $t = 2,306$

Module d'Young

$$D = 540\,200 - 500\,500 = 39700$$

$$\sigma_d = 35000$$

$$\frac{D}{\sigma_d} = 1,13$$

La céramique alumineuse est donc légèrement plus élastique que la céramique classique pour un essai de rupture fait en une fois dans des conditions de laboratoire, mais il en va apparemment tout autrement, dans le cas d'incitations fréquentes et répétées, où la céramique alumineuse semble mieux adaptée.

. Dureté Vickers.

Une substance dure est celle qui résiste à la pénétration. Bien qu'il existe des rapports entre les différentes propriétés physiques, il ne faut pas confondre la dureté avec la rigidité ou la résistance à la compression.

Si nous avons tenu à connaître la dureté des substances que nous étudions, c'est que c'est une grandeur qui est directement proportionnelle au coefficient d'abrasion. La mesure directe de cette dernière grandeur n'était pas possible pour des raisons techniques, principalement au niveau de la dent naturelle, nous pouvons au moins avoir une idée de la grandeur relative de cette propriété. Nous reproduisons ici les tableaux correspondant aux essais faits au laboratoire et les calculs avant de tirer des conclusions.

CERAMIQUE NON ALUMINEUSE (Dentine)

Diagonale de l'empreinte en μm	Charge appliquée en g	HV	HV médian
17,0	100	641,7	716
16,6	100	673,2	
16,6	100	673,2	
16,5	100	681,1	
11,6	50	689,7	
11,6	50	689,7	
11,5	50	701,1	
11,5	50	701,1	
11,5	50	701,1	
16,2	100	707,1	
16,2	100	707,1	
16,0	100	724,4	
15,8	100	743,4	
11,0	50	766,3	
10,8	100	796,2	
15	100	824,2	
15	50	824,2	
10,6	50	826,1	
14,8	100	847,4	
9,5	50	1027,0	
9,5	50	1027,0	
9,5	50	1027,0	

CERAMIQUE ALUMINEUSE (Dentine)

Diagonale de l'empreinte (LO^{-6}_m)	Charge appliquée en g	HV	HV médian
16,7	100	665,4	825
16,3	100	698,4	
16,2	100	707,1	
16,0	100	724,4	
15,6	100	762,4	
11,0	50	766,3	
10,8	50	796,2	
10,8	50	796,2	
15,0	100	824,2	
15,0	100	824,2	
15,0	100	824,2	
10,6	50	826,1	
10,5	50	841,0	
10,5	50	841,0	
14,8	100	847,4	
14,6	100	870,4	
14,5	100	882,0	
10,2	50	892,7	
10,1	50	909,9	
10,0	50	927,2	
9,8	50	967,1	
9,5	50	1027,0	

CERAMIQUE NON ALUMINEUSE (Enail)

Diagonale de l'empreinte (10^{-6} m)	Charge appliquée en g	HV	HV médian
16,4	100	689,9	859
15,8	100	743,4	
15,3	100	792,9	
15,0	100	824,2	
15,0	100	824,2	
10,6	50	826,1	
10,6	50	826,1	
10,5	50	841,0	
10,5	50	841,0	
14,8	100	847,4	
14,7	100	858,9	
14,7	100	858,9	
14,5	100	882,0	
14,5	100	882,0	
14,2	100	920,5	
10,0	50	927,2	
9,9	50	947,2	
9,8	50	967,1	
9,5	50	1027,0	
9,5	50	1027,0	
9,0	50	1145,0	
8,7	50	1227,8	

CERAMIQUE ALUMINEUSE (Enail)

Diagonale de l'empreinte (10^{-6} m)	charge appliquée en g	HV	HV médian
16,7	100	665,4	927
15,6	100	762,4	
11,0	50	766,3	
15,3	100	792,9	
15,0	100	824,2	
10,6	50	826,1	
14,7	100	858,9	
14,7	100	858,9	
10,2	50	892,7	
10,2	50	892,7	
10,0	50	927,2	
10,0	50	927,2	
14,0	100	946,1	
14,0	100	946,1	
14,0	100	946,1	
9,8	50	967,1	
13,4	100	1018,0	
9,5	50	1027,0	
13,0	100	1097,0	
9,0	50	1145,0	
9,0	50	1145,0	
8,0	50	1749,0	

EMAIL NATUREL

Diagonale de l'empreinte en μm	Charge appliquée en g	HV	HV médian
15,1	50	406,9	464
21,1	100	416,6	
14,8	50	423,7	
20,8	100	428,8	
20,6	100	437,1	
14,5	50	441,0	
20,5	100	441,3	
20,4	100	445,8	
14,2	50	460,3	
14,2	50	460,3	
20,0	100	463,6	
20,0	100	463,6	
20,0	100	463,6	
14,0	50	473,1	
19,8	100	473,2	
19,8	100	473,2	
19,9	100	473,2	
13,9	50	480,2	
13,9	50	480,2	
13,6	50	501,7	
13,6	50	501,7	
13,5	50	508,8	

La classification des produits étudiés s'établit donc comme suit par ordre décroissant de dureté :

- Email alumineuse
- Email classique
- Dentine alumineuse
- Dentine classique
- Dent naturelle

Puisqu'à un coefficient près la dureté est directement proportionnelle à la résistance à l'abrasion, le classement par coefficient d'abrasion décroissant se traduit par la même échelle.

Sur le plan physiologique, cette résistance trop grande à l'abrasion doit être considérée comme un écueil du fait de deux arguments qui reviennent souvent dans les discussions.

1. L'abrasion des dents antagonistes se fait plus rapidement que l'abrasion physiologique à laquelle elles devraient être soumises, ce qui peut aboutir, dans un cas extrême à un déséquilibre articulaire, souvent vecteur de troubles pouvant atteindre l'articulation temporo-maxillaire.

2. L'abrasion ne se fait pas de façon synétrique, dans la mesure où un pont posé à droite n'a pas obligatoirement son pendant à gauche.

Il faut dire, toutefois, que s'il en est ainsi dans le cas des reconstitutions unitaires ou des reconstitutions partielles, cette résistance à l'abrasion est un atout favorable dans la réalisation des bridges complets, principalement dans la réhabilitation globale d'une bouche, aux dents maxillaires,

CHAPITRE VI

CONCLUSIONS

Cette étude des propriétés physico-chimiques des céramiques classiques et alunineuses débouche donc sur des notions dont l'importance est capitale pour que les prothèses que nous réalisons s'insèrent, sans se comporter comme un corps étranger, dans la physiologie orale.

Il n'y a pas de prothèse de luxe et de prothèse de second ordre, le rétablissement de l'anatomie orale est soit bon, soit mauvais, voire traumatisant, et le découpage de cette discipline devrait tendre à une partition par l'efficacité et la probité des reconstitutions. Aujourd'hui les céramiques sont à juste titre considérées comme des matériaux de choix ; elles font encore partie d'une gamme de substances dont l'usage est peu répandu, mais c'est par leur parfaite conservation et l'excellence de leurs propriétés qu'elles s'imposeront définitivement à tous les praticiens scrupuleux.

Il faut dire que nous considérons que la prothèse ne consiste pas exclusivement en une restauration anatomique et esthétique. Il est évident que ces arguments ont une énorme importance mais ils ne sont ni les seuls, ni les plus essentiels dans la mesure où le souci de départ doit être à la fois de restaurer une fonction et de ne pas nuire.

Nous avons dit que la bonne apparence de la bouche et du sourire contribue à ce que nous avons appelé la fonction esthétique qui joue un rôle prépondérant dans les relations sociales des individus et leur équilibre psychique, et bien que notre propos ne soit pas de développer cette idée, il faut souligner à quel point la stabilité des reconstitutions de céramique satisfait cette exigence. De plus, la translucidité et la couleur, qui ont été étudiées il y a peu de temps dans un épais volume par Monsieur SAHEL, sont des éléments supplémentaires apportés par la céramique à l'art dentaire.

Les propriétés physico-chimiques objectivent à notre avis la qualité des céramiques, et, leur étude permet d'apprécier l'étendue de ces qualités considérées par rapport à la fonction de mastication.

Il n'est pas question de reprendre ici tous les arguments de ce travail, mais il faut se souvenir que la corrosion est faible et la tolérance tissulaire parfaite, aussi bien pour la céramique alumineuse que pour la céramique classique, et par contre que les arguments mécaniques plaident en faveur de la céramique alumineuse.

En effet, la céramique alumineuse, plus élastique se comporte d'une façon plus favorable face aux microchocs physiologiques quant à la transmission au parodonte de ces agressions et, notre premier souci étant de ne pas nuire, comme nous l'avons indiqué nous tenons cette propriété pour très importante. De plus, cette élasticité si favorable à la dent qui porte la reconstitution est également un élément propice à la conservation des dents antagonistes (cf. ch. 3).

La résistance mécanique en compression de la céramique alumineuse est également supérieure à celle de la céramique classique et, là encore c'est un élément qui lui est favorable, et non pas que nous craignons que dans la physiologie masticatoire normale le sujet puisse développer une force telle que l'écrasement soit atteint, ce qui serait absurde, mais c'est à la lumière de la notion de travail des matériaux que nous jugeons ce fait (cf. ch. 3).

Finalement, l'étude des propriétés des céramiques ne révèlent qu'un seul élément défavorable : la céramique s'abrase moins vite que la dent et des déséquilibres peuvent en être engendrés. En fait, cet argument ne saurait tenir devant l'évidence que toute reconstitution doit être faite en prenant un soin minutieux de l'équilibration fonctionnelle.

Nous avons beaucoup parlé de la couronne Jacket dans le but de restreindre notre exposé et de ne pas l'alourdir inutilement, mais en guise de projection et pour que le débat soit ouvert nous avons reconnu qu'il ne faut jamais perdre de vue que les céramiques permettent les constructions les plus diverses.

L'élasticité est favorable à la construction des travées de pont car c'est une forme particulière de réponse d'un matériau à une agression. Si l'élasticité est associée à une résistance à la flexion, comme dans le cas de la céramique alumineuse, les travées de pont conçues en ce matériau résisteront et fourniront de plus l'amortissement et l'entretien des mouvements physiologiques de la dent dans l'articulation alvéolo-dentaire. Bien souvent, des piliers de pont souf-

frent de ne pas pouvoir se mouvoir normalement et c'est alors qu'interviennent la lyse osseuse et les problèmes périodontaux fréquents dans les cas de "bridges complets à barres" où aucune liberté n'est donnée aux dents les unes par rapport aux autres.

La résistance en compression et la dureté doivent permettre la confection d'inlays de céramique et de plus la cohésion de la céramique alumineuse doit permettre le biseau de ces inlays. Mais là des améliorations doivent encore être apportées aux produits de base.

Pour nous ces arguments doivent porter les praticiens à utiliser de plus en plus la céramique alumineuse qui s'avère être un produit de meilleure qualité que sa soeur aînée la céramique classique. Mais l'étape céramique ne doit être qu'une étape, et notre spécialité en pleine mutation ne peut ignorer les progrès fulgurants de la Chimie qui demain nous proposera, si nous savons susciter la recherche, des produits de plus en plus variés et de mieux en mieux adaptés à notre objet qui reste le rétablissement de la physiologie orale si sa conservation n'a pas été possible.

TABLEAU RECAPITULATIF DES VALEURS DONNEES

Grandeur	Dureté Vickers	Module d'élast.	Résistance en flexion	Résistance en compression
Dentine C C	716 kg/mm ²	540200	460	3490 bars
Dentine C A	825 kg/mm ²	500500	450	3100 bars
Email C C	859 kg/mm ²			
Email C A	927 kg/mm ²			
Dent	Email 464 kg/ mm ²	20 à 40 000 kg/mm ²		3100 bars
	Dentine 62 kg/ mm ²			

Vu :

Vu :

Le Président :

Le Doyen :

Signé : P. CERNEA

Signé : J. FREZAL

Vu et permis d'imprimer :

Le Recteur de l'Académie de Paris :

Signé : R. MALLET

I C O N O G R A P H I E

PLANCHE I

Figure 1

CHAMBRE DE DIFFRACTION X

Figure 2

Moule en acier doux,; à gauche,
le piston de démoulage

Figure 3

Vue d'ensemble de la Presse PERIER

Dans le cas qui nous intéresse les
essais ont été faits à la température
ambiante, mais cet instrument permet
les mesures à toutes les températures.

Figure 4

Vue des poussoirs de
la presse de PERIER

Figure 5

Balance de Netzsch

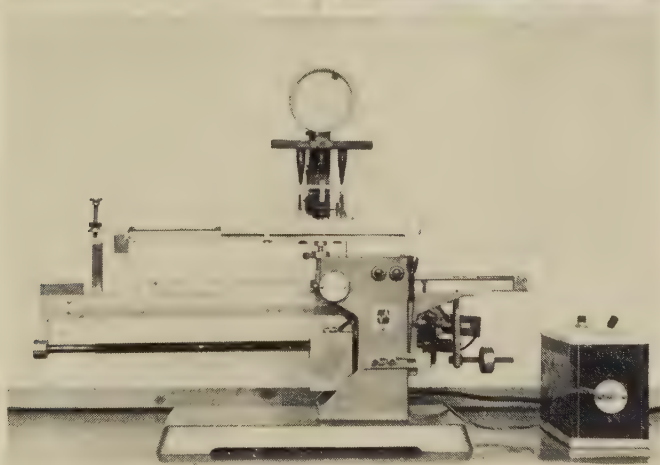
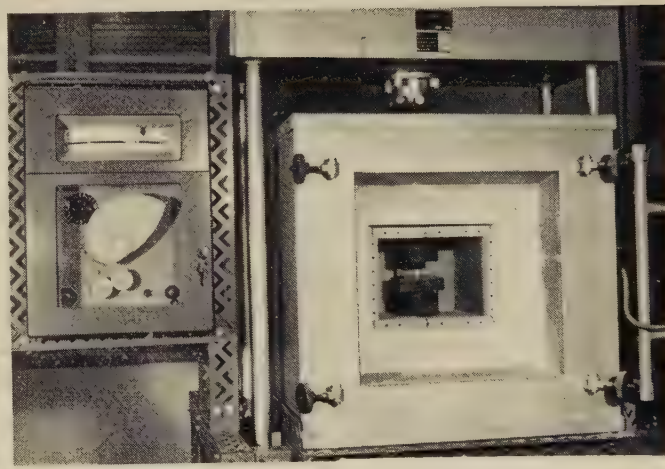
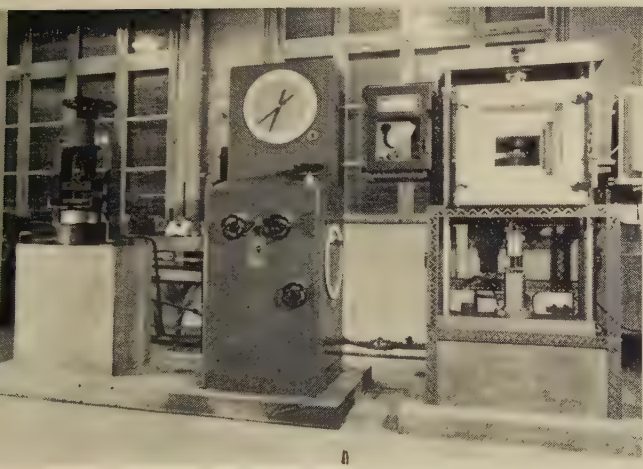
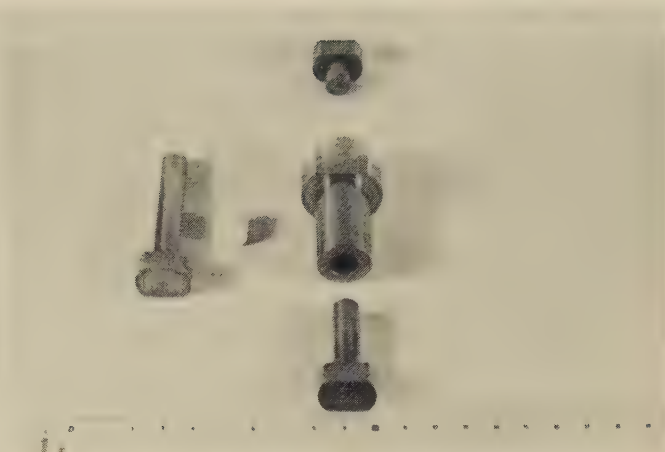
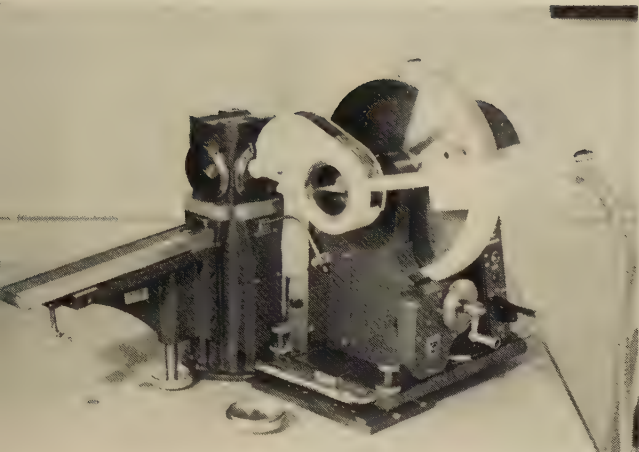


PLANCHE II

<u>Figure 6</u> Microduromètre DURIMET de Leitz	<u>Figure 7</u> Empreinte de Microdureté sur l'émail naturel Grandissement x 250
	<u>Figure 8</u> Surfaces polies - Email et dentine naturels - Email et dentine de céramique classique - Email et dentine de céramique alumineuse
<u>Figure 9</u> Observation microscopique	

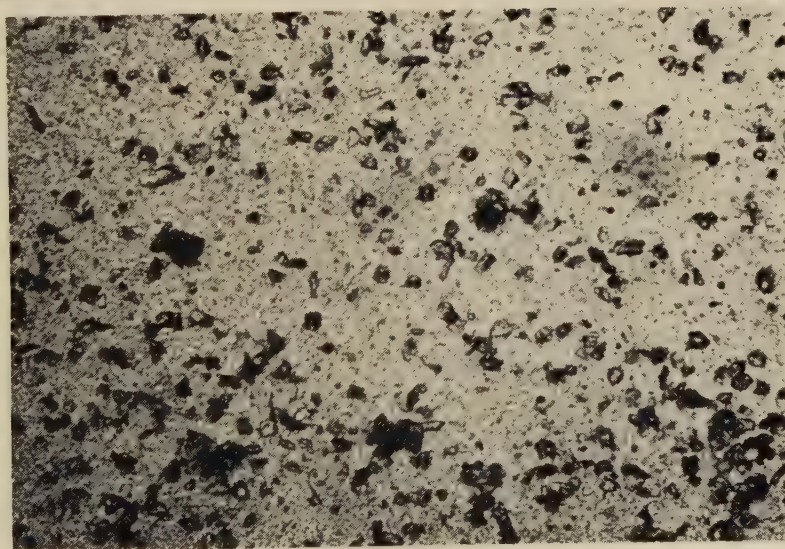
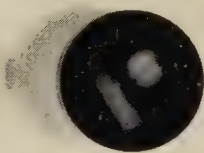
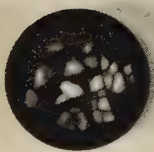
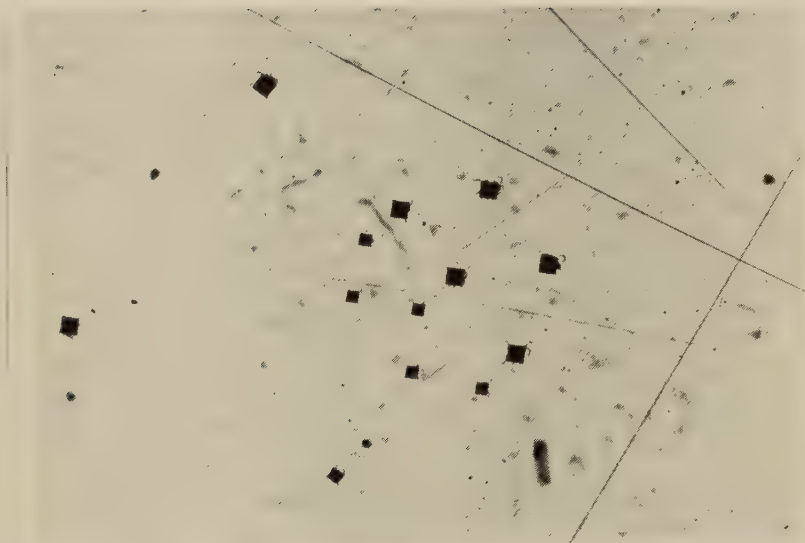
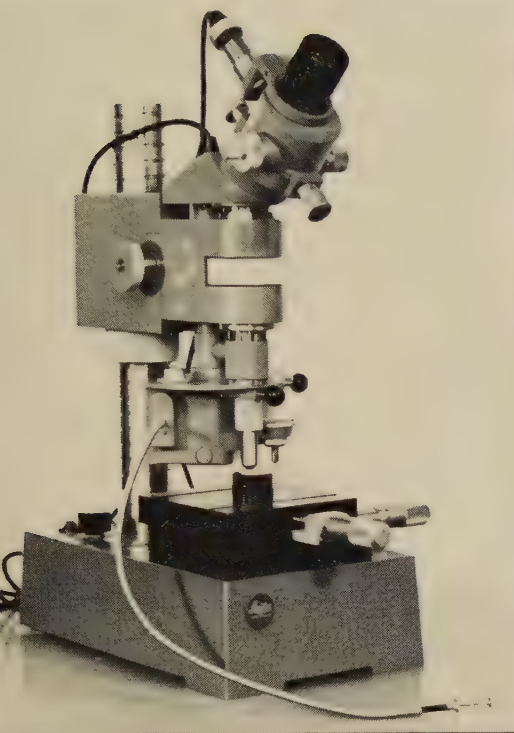
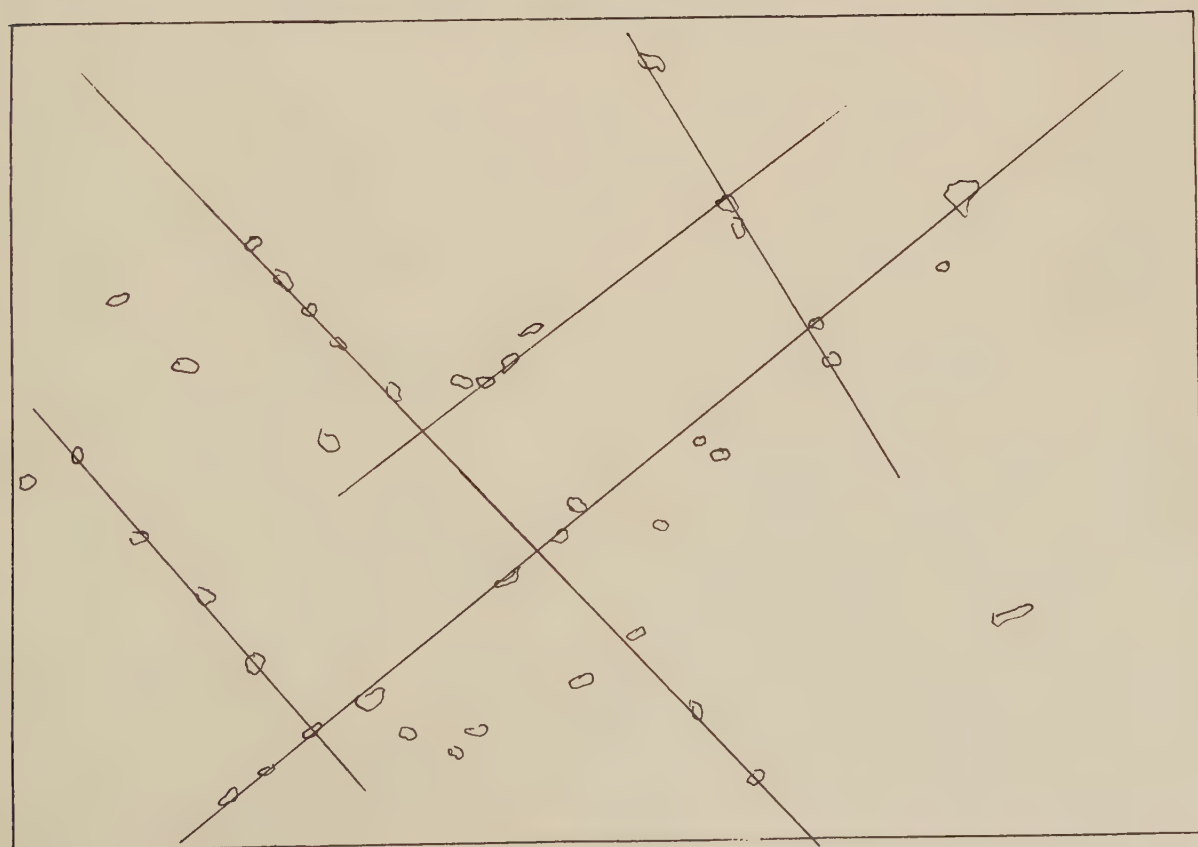


PLANCHE III

Figure 10

Observation microscopique
en lumière polarisée

Figure 11



BIBLIOGRAPHIE

-:-

M. DUBOIS

De l'utilité de la porcelaine en Art Dentaire 1907.

CAPON

La porcelaine, ses propriétés.

(J. Am. Dent., n° 149, 1927)

CLARK

Manipulation de la porcelaine dentaire

(J. Am. Dent., n° 22,23, 1935).

GONON

Evolution de la céramique

(A.O.S., n° 50, juin 1960).

GONON et LAKERMANCE

Etude sur la solidité de 15 porcelaines utilisées en
Art Dentaire.

(L'Odontologie, vol. 66, n° 1, nov., 1938)

KLAFFENBACH

Facteurs intervenant dans la fusion de la céramique
dentaire.

(J. Am. Dent., N° 26, 1939).

CRAIG

Elastic and mechanical properties of dentine.

(J. Dent. Research vol., 37, n° 4, p. 710-717, août
1958).

GONON et LAKERMANCE.

10 essais comparatifs sur éprouvettes de céramiques armées diversement.

(L'Odontologie, n° 3, mars 1938, p. 133 à 137).

GONON et LAKERMANCE.

Etude sur la solidité de 15 porcelaines utilisées en Art Dentaire.

(L'Odontologie, n° 11, novembre 1938).

BRUSOTTI.

Céramica Dentale

(Bolletino Metallographico, n° 3, 1953).

GONON .

Préambule à l'étude de la céramique dentaire.

(A.O.S., n° 40, décembre 1957, p. 525 à 542).

KULP PR, LEE PW, FOX JE.

An impact test for dental porcelain.

(J. of Dent. research, n° 6, nov/déc., 1961).

Mc LEAN et HUGUES.

The Reinforcement of Dental porcelain with ceramic oxides.

(B.J.D. 119 (6) 2e sept. 1965 p. 251).

HI WILSON - FIF WHITEHEAD

Comparison of some physical properties of Dental porcelain.

(The Dental Practitioner 17 (10) Juin 1967, p. 350 à 354).

POGGIOLI

La résistance de la couronne Jacket

(A.O.S. 50 p., 247, juin 1960).

MOLDAL

Physical properties of opaque porcelain.

(N.V.D.S., Nul., vol. 39, n° 23, avril 1939).

SKINNER and PHILIPPS

The Science of Dental Materials.

Entretien de Bichat 1961

Utilisation de l'alumine dans la céramique dentaire.

FLOYD A. PEYTON

Restaurative dental Matériaux. 3e Edition.

RW PHILIPPS, ML SWARTZ, RD NORMAN

Materials for the practicing dentist.

M. MASSLER

Biologic considerations in the selection and use of restorative materials.

(Dental clinic. N. America, p. 131 à 147, mars 1965).

RW PHILIPPS

Certain biological considerations in the use of restorative materials.

(New York Dental Journal 28 : 397-401, 1962).

SAHEL HENRI

Contribution à l'étude physique et colorimétrique d'une céramique dentaire.

GILLARD

Céramique dentaire en ses applications destinées à la bouche.

(L'Odontologie n° 1, janvier 1889, p. 1 à 11.

R. LEIBOWITCH, S. PERLEMUTER.

Intérêt de la couronne Jacket renforcée par l'alumine.
(A.O.S., n° 92, déc. 1970).

U. POSSELT.

Physiologie de l'occlusion et réhabilitation.

ANDERSON.

Measurement of stress in mastication I et II
(Journal of Dental research, 1956).

CHAPUT et HELD.

Les parodontolyses.

Von Dr A. BERGE.

Der Zahnersatz aus Keramischen Material.
(Keramische Rundschau juin 1934, p. 305 et 306).

Dr R. RIEKE und W. BILKE.

Untersuchungen über die Eigenschaft Schwarzschnelzbarer
Mineralzähne.
(Berichte der Deutschen Keramischen Gesellschaft).
Mars 1935, p. 91 à 104.

LAKAFF.

Gold-Oder-Porzellananzahn.
(Keramische Rundschau, juin 1940, p. 192 et 193).

Ch. KIEFFER et M. LEVECQUE.

Aperçu sur les dents artificielles.
L'industrie Céramique, Février/mars 1947, mai 1947.

Von Dr K. GATZKA.

Porzellananzähne ihre Herstellung und ihre Eigenschaften
(Berichte der Deutschen Keramischen Gesellschaft).

Von A. PETZOLD DRESDEN

Porzellananzähne
(Sprechsaal Septembre 1953).

Jean HODSON.

A Preliminary study of Dental porcelains.

(American Ceramic Society Bulletin, août 1957).

C. BLIN.

On nous demande ...

La Céramique Dentaire.

(Industrie Céramique Octobre 1964).

Von LEON SCHATZER.

Dentalkeramik.

(Technik Glas Email Keramo Septembre 1965).

